

**Aus dem Bereich Klinische Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes**

**Dreidimensionale Überlagerung an einem frei definierbaren Bereich -
Vorstellung einer neuen Methode**

***Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES***

2013

vorgelegt von: Michael Schauseil, geb. am 30.01.1986 in Düsseldorf

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. Jörg Lisson

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung.....	4
1.1 Summary.....	5
2 Einleitung.....	6
2.1 Einführung in die Thematik	6
2.2 Überlagerung von Fernröntgenseitenbildern.....	7
2.3 Strahlendosis	7
2.4 Dreidimensionale Bildgebung	8
2.5 Theoretische Grundlage zur 3D-Überlagerung	10
2.6 Bisher vorgestellte Methoden zur 3D-Überlagerung	12
2.7 Praktischer Nutzen einer 3D-Überlagerung	15
2.8 Mögliche Fehlerquellen	16
2.9 Ziel dieser Arbeit	18
3 Material und Methoden.....	19
3.1 Patientenauswahl.....	19
3.2 Verwendeter Computer und Software	20
3.3 Vorgehen zur Registrierung und Überlagerung	20
3.3.1 Export von DICOM in STL und Import der Polygonmodelle	20
3.3.2 Auswahl der Registrierungsstruktur/Referenzpunkte/Referenzstruktur	26
3.3.3 3D-Analyse	31
3.4 Messung der Registrierungsgenauigkeit.....	34
3.5 Lineare und Flächenmessungen	35
3.6 Workflow	37
4 Ergebnisse.....	39
4.1 Validierung der Methode	39
4.2 Untersuchung der Patientenbeispiele 2 und 3	48
4.2.1 Patientenbeispiel 2.....	48
4.2.2 Patientenbeispiel 3.....	48
4.3 Untersuchung der Kohortengruppe	48
4.3.1 Registrierung	48
4.3.2 Jugendliche	49

4.3.3 Erwachsene.....	51
4.3.4 Vergleich Jugendliche/Erwachsene	53
5 Diskussion.....	59
5.1 Validierung der Methode	59
5.1.1 Einfluss des Operators.....	59
5.1.2 Einfluss der Registrierungsregionen auf das Ergebnis	59
5.2 Untersuchung der Patientenbeispiele	60
5.3 Strahlenbelastung und Field-of-view	61
5.4 Vor-und Nachteile von Polygonmodellen	63
5.5 Qualität der Methode im Vergleich zu bisherigen Methoden	64
5.5.1 Plausibilität der Überlagerung.....	64
5.5.2 Genauigkeit der Registrierung	65
5.5.3 Qualität der 3D-Analyse.....	66
5.6 Vor-und Nachteile einer 3D-Überlagerung	67
5.7 Mögliche Fehlerquellen	67
5.7.1 Fehler zu Zeitpunkt 1	68
5.7.2 Fehler zu Zeitpunkt 2	68
5.7.3 Fehler zu Zeitpunkt 3	69
5.7.4 Fehler zu Zeitpunkt 4	69
5.8 Ausblick und Schlussfolgerungen	71
5.8.1 Ausblick.....	71
5.8.2 Schlussfolgerungen	71
6 Anhang.....	72
7 Literaturverzeichnis.....	88
8 Dank	97
9 Lebenslauf.....	98

1 Zusammenfassung

Die Überlagerung dreidimensionaler Datensätze stellt eine effektive Möglichkeit dar, um die therapeutischen Veränderung des kraniofazialen Komplexes zu analysieren. Keine der bisher vorgestellten Methoden erlaubte jedoch eine einfache und praktikable Anwendung einschließlich einer Untersuchung der Lageveränderung einzelner Punkte.

In der vorliegenden Arbeit sollte eine Methode ausgearbeitet werden, die eine Registrierung und anschließende Überlagerung von CT und DVT ermöglicht. Dafür sollte das als Industriestandard geltende STL-Format genutzt werden, da es eine universelle Weiterverarbeitung der Datensätze erlaubt.

Die eingesetzten Datensätze zur Methodenevaluation bestanden aus zwei Low-Dose-CT. Um die Methode hinsichtlich ihrer praktischen Anwendbarkeit zu überprüfen, wurden zudem 4 DVT von zwei unterschiedlichen klinischen Fallbeispielen und eine Kohortengruppe (n= 32) analysiert.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die manuelle Registrierung (über drei frei definierte Punkte) die größte Ungenauigkeit aufwies. Die Registrierung über die Jochbeine (einzeln oder beide) führte ebenfalls zu unplausiblen Ergebnissen. Die Registrierung an der anterioren Schädelbasis zeigte eine hohe Genauigkeit, konnte jedoch eine unerwünschte posteriore Rotation nicht beheben. Die Registrierung an der anterioren Schädelbasis in Kombination mit dem angrenzenden Bereich des Foramen magnum ergab die höchste Präzision.

Dreidimensionale Datensätze konnten mittels der vorgestellten Methodik valide und reproduzierbar registriert und überlagert werden. Auch war es möglich mit der vorgestellten Methode die verschiedenen klinischen Fallbeispiele und die Kohortengruppe präzise auszuwerten.

Es war zudem erstmalig möglich, neben der Normalenverschiebung auch dreidimensionale Veränderungen einzelner Points-of-interests zu analysieren, die eine statistische Auswertung ermöglichen. Dreidimensionale Datensätze (CT und DVT) können nun im Sinne einer 3D-Kephalometrie ausgewertet werden.

1.1 Summary

The superposition of three-dimensional data sets is an effective way to analyze the therapeutic change in the craniofacial complex. None of the methods presented until now, however, allowed a simple and practical application, including an examination of points-of-interest.

In this work a method should be developed which allows a registration and subsequent superimposition of CT and CBCT. Furthermore the industrial standard STL format should be used because it allows a universal processing of the data sets.

The recordings used for method evaluation consisted of two low-dose CT. To test the method concerning the clinical practicability four CBCT from two different clinical case studies and one cohort-group (n=32) were analyzed.

The results of this study show that the manual registration had the largest uncertainty. Registration at the cheekbones (single or both) also led to implausible results. The registration at the anterior skull base showed a high degree of accuracy, however, could not resolve an unusual posterior rotation. The registration at the anterior skull base in combination with an additional area of the foramen magnum had the highest precision.

Various three-dimensional data sets were registered in a valid and reproducible way and superimposed using the method presented.

For the first time it was now possible to analyze the normal shift and the positional changes of points-of-interests. Three-dimensional data sets (CT and CBCT) can now be evaluated in terms of a 3D cephalometry.

2 Einleitung

2.1 Einführung in die Thematik

In der Kieferorthopädie war es schon früh von großem Interesse, mittels Wachstumsanalysen röntgenologisch zu ermitteln, in welchem Ausmaß, Richtung und Dauer das Knochenwachstum eines Patienten stattfindet. Sind diese Informationen bekannt, kann der Kieferorthopäde die zu erwartenden Wachstumsvorgänge in seine Therapieplanung einbeziehen, um zu seinem gewünschten Behandlungsziel zu gelangen. Nach Abschluss der aktiven Behandlung ist auch das Wissen um das Restwachstum bedeutsam, um mögliche Rezidive verhindern zu können.

Um röntgenologische Aufnahmen miteinander zu vergleichen, müssen sie an anatomisch stabilen Bereichen ausgerichtet und gegeneinander überlagert werden. Welche Strukturen während des Wachstumsprozesses frühzeitig ausgewachsen sind, war während der letzten Jahrzehnte Gegenstand der wissenschaftlichen Forschung.

Ein Beleg dafür sind die Studien von Björk ([10], [11]) an heranwachsenden Individuen. Er inserierte an festgelegten Positionen in der Maxilla und Mandibula Implantate aus Tantal, einem biokompatiblen Übergangsmetall und beobachtete deren Lageentwicklung in Bezug zu anatomischen Nachbarstrukturen. Hieraus konnte er deren Wachstumsabschluss ableiten.

Da jedoch der Einsatz solcher Implantate nur zu Studienzwecken ethisch kaum vereinbar scheint und stabile Strukturen die Grundlage für eine valide Überlagerung sind ([12], [30], [59], [64],) haben sich neben der „Structural method“ von Björk verschiedene Überlagerungstechniken entwickelt, die unterschiedliche Referenzstrukturen einsetzen ([4], [29], [46], [87]) und für die Überlagerung von Fernröntgenseitenbilder (FRS) genutzt werden können.

2.2 Überlagerung von Fernröntgenseitenbildern

Grundlage für jede Überlagerung ist die korrekte Auswahl einer, möglichst nur minimalen Veränderungen unterliegender, anatomischen Struktur, die als Referenz herangezogen werden kann.

Die Überlagerung zweier Fernröntgenseitenbilder ist diejenige Technik mit der höchsten Präzision und Verlässlichkeit, um das Wachstum und die Veränderung der kraniofazialen Region zu beobachten [78].

Mit ihrer Hilfe lassen sich Rückschlüsse auf das Wachstumsmuster, den Behandlungserfolg der kieferorthopädischen und/oder kieferchirurgischen Intervention sowie das verbliebene Restwachstum ziehen.

Bei der Verlaufskontrolle einer kieferorthopädischen Therapie mittels Röntgenaufnahmen bleibt jedoch die grundlegende Problematik der konventionellen Röntgentechnik bestehen, dass durch diese eine Summationsaufnahme erstellt wird, die eine dreidimensionale Realität auf ein zweidimensionales Bild reduziert. Infolgedessen stellt die Auswahl der Referenzstrukturen auf einem Fernröntgenseitenbild einen Kompromiss dar und ist nicht so exakt wie bei dreidimensionalen Aufnahmen [53]. Im Gegensatz zu den dreidimensionalen Methoden gibt es aber bei der FRS-Überlagerung fest definierte anatomische und anthropologische Strukturen, welche für dreidimensionale Aufnahmen noch nicht existieren.

2.3 Strahlendosis

Jede Anwendung bildgebender röntgenologischer Diagnostik geht mit einer Strahlenbelastung für den Patienten einher. Die Strahlenbelastung beschreibt den Einfluss ionisierender Strahlung (Energiedosis) auf den Patienten [19]. Trifft ionisierende Strahlung auf den menschlichen Körper, wird die Strahlungsenergie teilweise absorbiert. Da verschiedene Strahlungsarten einen unterschiedlichen Effekt auf den Körper ausüben, müssen Strahlungswichtungsfaktoren (Äquivalentdosis) berücksichtigt werden [31]. Aufgrund der unterschiedlichen Empfindlichkeit verschiedener Körperorgane gegenüber Strahlung muss das bestrahlte Gewebe zur Errechnung (Effektive Dosis) berücksichtigt werden [41].

Die verschiedenen röntgenologischen Aufnahmetechniken führen zu einer unterschiedlichen Strahlenbelastung des Patienten. In einer Studie von Ngan et al. [58], welche die Strahlenbelastungen verschiedener Röntgentechniken miteinander verglich, hatten FRS (0,005 mSv) und OPG (0,010 mSv) eine deutlich niedrigere Strahlendosis als eine konventionelle Schädel-CT (2,1 mSv). Loubele et al. zeigten, dass die DVT mit einer Strahlendosis (zwischen 0,013 mSv und 0,082 mSv) eine geringere Strahlenbelastung als eine CT verursachen kann [50].

Auch ist die Dosisbelastung des Patienten untrennbar mit dem untersuchten Körpervolumen (FOV= „Field Of View“) korreliert: Je kleiner das untersuchte Volumen, desto geringer die Dosisbelastung des Patienten ([51], [61]).

Strahlensparende Strategien sind Gegenstand der wissenschaftlichen Forschung und entwickeln sich kontinuierlich weiter - sowohl in Bezug auf Bildtechniken als auch auf das Strahlendosis-Management [26].

2.4 Dreidimensionale Bildgebung

Der Einsatz dreidimensionaler bildgebender Verfahren – längst etabliert in kranio-maxillo-fazialer Chirurgie ([17], [21], [45], [75]) und dentaler Implantologie ([33], [81]) sowie anderen medizinischen Fachdisziplinen [70] - hat auch in der Kieferorthopädie ganz neue Möglichkeiten eröffnet. Neben der Magnetresonanztomographie (MRT) haben sich die Kernspintomographie (CT) und die dentale Volumentomographie (DVT) etabliert. Alle drei haben unterschiedliche Vor- und Nachteile und Indikationsstellungen. Während die MRT vor allem zur Untersuchung von Struktur und Funktion von Weichgewebe und Organen geeignet ist, lassen sich knöcherne Strukturen vor allem mit der CT und DVT darstellen. Die MRT hat im Gegensatz zu der CT und DVT den Vorteil, dass sie ohne Strahlenbelastung auskommt; CT und DVT stellen Knochen aber weitaus besser dar und sind somit für die dreidimensionale Beurteilung der knöchernen Strukturen erste Wahl. Geräteauswahl, Aufnahmeeinstellungen und der Bildausschnitt haben sowohl bei der CT als auch bei der DVT einen direkten Einfluss auf die Strahlendosis [63].

Zur Betrachtung und Weiterverarbeitung von dreidimensionalen Aufnahmen in der medizinischen Anwendung hat sich neben der gerätespezifischen Software als Standard das DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine) etabliert [5]. Es erlaubt neben der herstellerunabhängigen „Viewer“-Funktion (Betrachtung und Bereitstellung diagnostischer Tools wie dem Vermessen von Winkeln, Strecken und Flächen) auch den Export von Daten, sowohl über Netzwerke zu anderen Computern (PACS = „Picture Archiving And Communication System“) ([24], [65]) als auch in andere Dateiformate (Einzelbilder-Export und Export ganzer Modelle).

Programme, welche die Darstellung und Weiterverarbeitung von DICOM-Dateien ermöglichen, lassen sich in kostenlose „Freeware“ und kostenpflichtige Programme unterteilen. Neben dem Kostenfaktor und den individuellen Vorlieben des Benutzers ist auch das vorhandene Betriebssystem ein Auswahlkriterium, da viele Programme an ein solches gebunden sind – so arbeitet z.B. Pixmeo OsiriX nur unter Apple MacOS und Simpleware ScanIP nur unter Microsoft Windows.

Unter Zuhilfenahme eines DICOM-Viewers ist der zweidimensionale Vergleich von dreidimensionalen Aufnahmen schon lange möglich (Abbildung 1). Es können sowohl lineare Strecken als auch Flächen vermessen werden. Hierbei ist es nicht oder nur schwer möglich, räumliche Veränderungen zu analysieren, da die Lagebeziehungen von Referenzstrukturen nicht berücksichtigt und ein lineares Analyseverfahren benutzt wird [48].

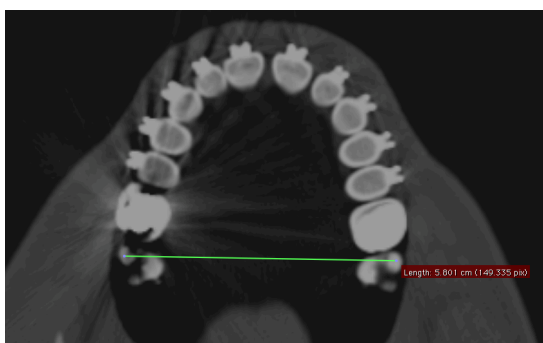


Abb. 1: Lineare Messung an einem dreidimensionalen Datensatz.

Auch über das Volumenrendering-Verfahren [56] lassen sich solche linearen Messungen am dreidimensionalen Modell durchführen (Abbildung 2). Durch die freie Einstellmöglichkeit der dargestellten Hounsfield-Units (HU) in den meisten Viewern hat der An-

wender die Möglichkeit, das Modell in seiner Röntgenopazität hinsichtlich seiner Fragestellung frei zu verändern. Wenn die Fragestellung beispielsweise die anatomische Lage eines verlagerten Zahnes betrifft, verbleiben durch ein Erhöhen der HU (über den Wert der Knochenopazität) nur noch Strukturen höherer Dichte (Zähne/Zahnschmelz) im Volumenmodell. Dennoch lässt auch das volumengerenderte Modell nur relative und keine absoluten Messungen zu.

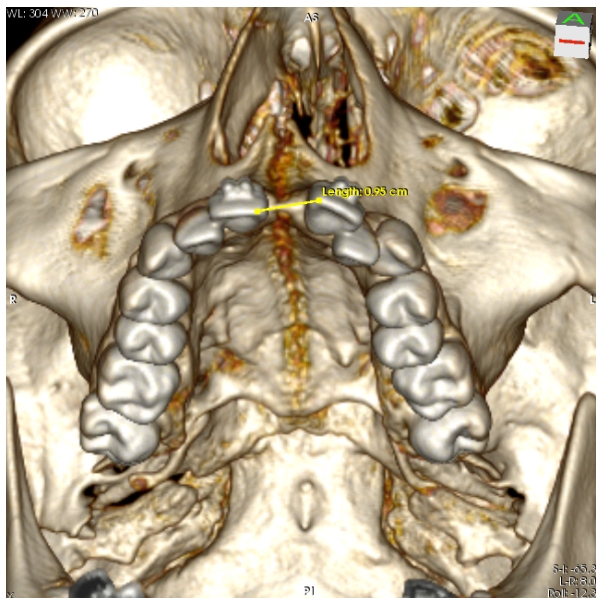


Abb. 2: Lineare Messung am dreidimensionalen, volumengerenderten Modell.

2.5 Theoretische Grundlage zur 3D-Überlagerung

Um neben den relativen Veränderungen von Strukturen zueinander (Linearmessungen) ([40], [72]) auch absolute Messungen bzw. die Veränderungen von Strukturen zu analysieren, ist es unbedingt notwendig, den Vorher- und den Nachher-Datensatz zueinander auszurichten – wie auch die Ausrichtung zweier FRS Grundlage für deren anschließende Überlagerung ist.

Nach der Ausrichtung (Registrierung) der dreidimensionalen Datensätze folgt dann ihre Überlagerung (Superimposition) ([2], [3], [14], [15], [32], [34], [45], [54], [57], [67], [80], [82], [83]). Im Anschluss können die Ergebnisse ausgewertet werden. Bei der Überlagerung werden, je nach Methode, entweder Voxel direkt (Voxel per Voxel) oder (nach erfolgter Umwandlung) Polygone verglichen.

Voxel sind die kleinsten Datenpunkte, aus denen eine dreidimensionale Aufnahme (MRT, CT und DVT) aufgebaut ist [60]. Sie entsprechen den Pixeln in zweidimensionalen Bildern. Ob ein Voxel einen hohen (hellen) Grauwert (hohe Röntgendichte, beispielsweise bei dichtem Knochen, Metall oder Kontrastmittel) oder einen niedrigen Grauwert hat (niedrige Röntgendichte, beispielsweise Luft oder Wasser), ist über den spezifischen HU-Wert definiert [77]. Die Position der Voxel im dreidimensionalen Raum ist implizit gespeichert; dies bedeutet, dass nicht die absolute Position der Voxel selber gespeichert ist, sondern ihre relative Lagebeziehung zu den benachbarten Voxeln.

Polygone sind im Gegensatz zu Voxeln in ihren Raumkoordinaten explizit definiert - ihre absolute Position im Raum ist als Information gespeichert. Im Gegensatz zu Voxeln liegen bei ihnen keine Informationen über den Grauwert vor [9]. Daher ist es notwendig, bei der Umwandlung der Voxelmodelle (DICOM) einen gewünschten HU-Referenzbereich festzulegen, ab dem die Voxel in Polygone umgewandelt werden. Ist dies einmal geschehen, können im Anschluss im Polygonmodell nicht mehr die absoluten Grauwerte festgestellt werden – der Anwender weiß nur, dass sie in dem vorher definierten Auswahlbereich liegen.

Die HU ist ein Wert für die Schwächung von Röntgenstrahlung im Gewebe. Sie geht auf die Erfinder des CT-Scanners, Godfrey Hounsfield und James Ambrose, zurück [66]. Grundsätzlich ist die Skala nach oben nicht begrenzt, praktisch arbeitet man aber mit HU-Werten zwischen -1024 und + 3071. Jeder HU ist ein Grauwert im Bild zugeordnet. Definitionsgemäß ist der HU-Wert von Luft -1000. Der HU-Wert für den Kieferknochen lag in einer Studie von Shapurian, die 101 CT stichprobenartig untersuchte, im Bereich zwischen -240 HU und 1159 HU [79].

Anhand des HU-Wertes in einer CT- und DVT-Aufnahme kann folglich die Dichte einer Struktur bestimmt werden ([33], [81]). Die Grauwerte in einer MRT sind im Gegensatz zu denen in einer CT nicht kalibriert, hier müssen über die programminternen Kontrasteinstellungen hyperintense (helle, signalreiche) Bereiche von hypointensen (dunkel, signalarm) abgegrenzt werden. Werden nun korrespondierende CT- und DVT-Datensätze miteinander verglichen, müssen auch deren Hounsfield-Werte in einem möglichst ähnlichen Bereich liegen. Hierbei ist zu beachten, dass der spezifische HU-Wert einer Struktur nicht durch die Lage eines Objektes während des Scans beeinflusst wird [43], die

Auswahl des Scanners aber einen Einfluss auf den dargestellten HU-Wert haben kann [77]. Mit den in dieser Arbeit beschriebenen Programmen hat der Anwender die Möglichkeit, die HU-Werte exakt anzupassen, um einer derartigen Fehlerentstehung zu begegnen.

2.6 Bisher vorgestellte Methoden zur 3D-Überlagerung

In den vergangenen zwei Jahrzehnten wurden verschiedene Methoden vorgestellt ([2], [3], [14], [15], [32], [34], [45], [54], [57], [67], [80], [82], [83]), mit deren Hilfe es möglich ist, dreidimensionale Datensätze, die aus dentalen Volumentomographien (DVT) oder Computertomographien (CT) gewonnen wurden, zueinander auszurichten und dreidimensional zu vergleichen.

Die Methoden zur Ausrichtung konnten in die folgenden zwei großen Gruppen aufgeteilt werden: rigide und nicht rigide Registrierungen. Die rigide Registrierung erfolgte entweder an Referenzpunkten, Semi-Referenzpunkten, Kurven, Flächen, Oberflächen oder Voxeln. Die nicht rigide Registrierung erfolgte entweder an Referenzpunkten oder an virtuellen Modellen [16].

Referenzstrukturen dienen als reproduzierbare Punkte der manuellen Ausrichtung. Sie sind biologisch relevante anatomische Strukturen, die gut wiederzuerkennen sind und so von dem Anwender mit einem akzeptablen Ausmaß an Präzision sowohl in zwei oder drei Dimensionen identifiziert werden können [73]. Sie werden in drei Klassen unterteilt:

„Typ 1 Referenzpunkte“ sind Strukturen, die durch eine lokale Anatomie in ihrer unmittelbaren Nähe definiert sind (z.B. Zusammentreffen von drei Suturen oder ein Foramen).

„Typ 2 Referenzpunkte“ sind nicht absoluten anatomischen Strukturen zugeordnet, sondern liegen an relativen anatomischen Punkten (z.B. lokale Maxima oder Minima in einer Kurve). „Semi-Referenzpunkte“ liegen ebenfalls an einer Kurve, sind aber in ihrer Position willkürlich gewählt [12].

„Typ 3 Referenzpunkte“ sind im Gegensatz dazu weit entfernt von einer solchen anatomischen Struktur und durch ihre weit entfernte Lagebeziehung zu dieser definiert (z.B. ein Punkt, der am weitesten von einem Referenzpunkt entfernt liegt).

Bei der rigiden Ausrichtung (Abbildung 3) bleibt das Objekt in der Größe unverändert, bei der nicht rigiden Ausrichtung (Abbildung 4) wird das eine Objekt dem anderen in Größe und Ausdehnung angepasst, während es ausgerichtet wird. Da CT und DVT eine hohe Dimensionsstabilität in ihrer Darstellung haben ([6], [47], [83]) und auch die Veränderung der Schichtstärke keinen Einfluss auf die Dimensionsstabilität hat [13], ist vor der Überlagerung von Knochenmodellen des Kopfes eine rigide Ausrichtung angezeigt.

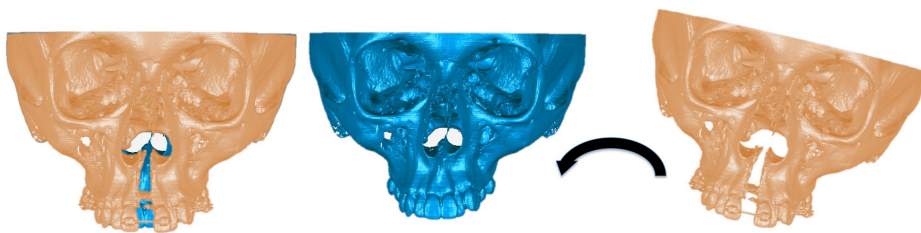


Abb. 3: Schematische Darstellung einer rigiden Ausrichtung. Das zu bewegendes Objekt rechts (orange) wird in seiner Größe nicht verändert. Es erfährt eine Rotation und Translation.

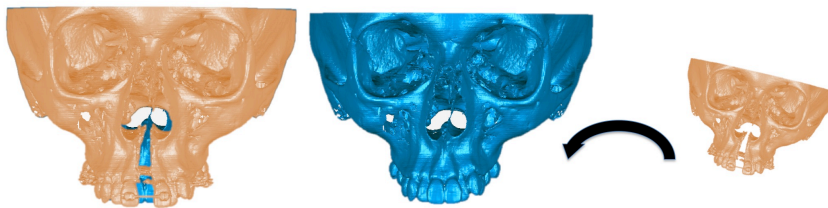


Abb. 4: Schematische Darstellung einer nicht-rigiden Ausrichtung. Das zu bewegendes Objekt (orange) wird in seiner Größe verändert, damit eine Ausrichtung möglich wird. Danach erfährt es eine Rotation und Translation.

Bei einer Vielzahl bisher veröffentlichter Methoden zur 3D-Analyse gab es eine ähnliche Vorgehensweise: aus einem initialen, prätherapeutischen DICOM Datensatz wurde ein virtuelles 3D-Modell generiert und anschließend mit dem Post-Therapie-Modell an stabilen anatomischen Strukturen ausgerichtet. Diese „Voxel-wise-registration“ erfolgte entweder vollautomatisch ([1], [2], [15], [16]) oder semiautomatisch [83]. Um korrespondierende Bereiche beurteilen zu können, wurden die Bereiche anschließend Voxel per Voxel anhand ihrer Grauwerte miteinander verglichen und Veränderungen auf einer eindimensionalen Skala farbcodiert dargestellt (Abbildung 5 und 6).

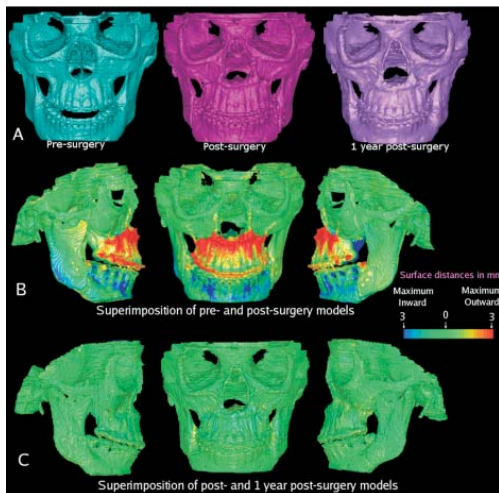


Abb. 5: Überlagerung nach Cevidanes et al. [14]: es ist keine genaue Veränderungsrichtung erkennbar.

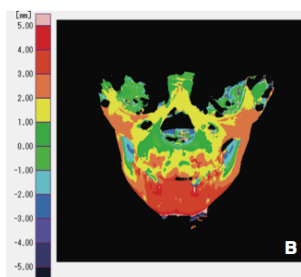


Abb. 6: Überlagerung nach Tai et al. [83]: es ist keine genaue Veränderungsrichtung erkennbar.

Diese Überlagerungen simulierten dem Anwender jedoch eine Veränderung in allen Dimensionen. In welche Richtung die Veränderung stattfand, war nicht erkennbar – vielmehr wurde mittels einer sogenannten 3D-Analyse der nächste Punkt zweier korrespondierender Oberflächen zueinander analysiert und als Normalenverschiebung farbkodiert [83]. Die Strecke zwischen diesen beiden Oberflächenpunkten wurde als Resultat quantifiziert. Diese Problemstellung war sowohl bei Voxel- als auch bei Polygonmodellen vorhanden.

Bei den Polygonmodellen steht jedes einzelne Polygon in einer bestimmten Lagebeziehung zu benachbarten Polygonen. Jedem Polygon ist eine Normalenrichtung zugeordnet, d.h. die Richtung senkrecht über und unter der Spitze des Polygons. Wird das Polygon in Normalenrichtung bewegt, hat es eine positive Veränderung durchlaufen, wird es entgegengesetzt bewegt, hat es eine negative Veränderung durchlaufen (Abbildung 7a). Auch schräge Polygonverschiebungen können anhand ihrer Normalenverschiebung

graphisch dargestellt werden - eine massive seitliche Bewegungskomponente wird jedoch so, da sie nicht in Normalenrichtung verläuft, als sehr geringe Veränderung angezeigt (Abbildung 7b).

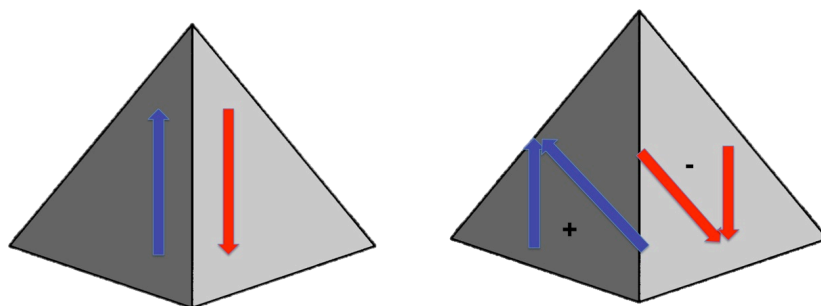


Abb. 7 a (links) und b (rechts):

Blaue Farbabweichung: das Polygon (hier vereinfacht dargestellt) hat sich in Normalenrichtung (zur Spitze hin) verschoben.

Rote Farbabweichung: das Polygon hat sich entgegen seiner Normalenrichtung verschoben. Alle seitlichen Veränderungen werden nicht berücksichtigt, es wird nur jeweils die zugehörige Normalenverschiebung angezeigt.

Dem Anwender war es so nicht möglich, sämtliche Veränderungen - nach Überlagerung zweier dreidimensionaler Datensätze – einfach, präzise und auch zeitsparend in drei Raumdimensionen (x, y, z) farbskaliert qualitativ und quantitativ zu erfassen und hochauflösend zur Darstellung zu bringen.

Auch variierte innerhalb der bisher publizierten Methoden der Zeitaufwand für eine komplette Überlagerung zweier Datensätze zwischen maximal 25-40 Stunden [14] und minimal 30-40 Minuten pro Patient [57].

2.7 Praktischer Nutzen einer 3D-Überlagerung

In der Kieferorthopädie sind akkurate Aufnahmen der kraniofazialen Region entscheidend für die Entwicklung einer Diagnose und eines Behandlungsplans [30]. Neben Anamnese, der klinischen Untersuchung und der Modellanalyse sind auch Röntgenaufnahmen ein wichtiges diagnostisches Hilfsmittel. Heutzutage wird neben OPG und FRS das DVT immer häufiger eingesetzt – selbst sein Routineeinsatz für die kieferorthopädische Diagnostik wird von manchen Vertretern gefordert [44]. Obgleich sich einige Kie-

ferorthopäden strikt gegen diese Forderung stellen [27], kann zumindest konstatiert werden, dass das DVT auch in diesem Fachgebiet eine zunehmend große Rolle spielt. Eine 3D-Überlagerung lässt genaue Rückschlüsse auf die Veränderungen, die der Körper durchlaufen hat, zu. Es lassen sich hiermit exakte Messungen an allen auf der Aufnahme befindlichen Strukturen durchführen. Selbst bei noch wachsenden Patienten lassen sich solche Überlagerungen problemlos durchführen, wenn eine wachstumsstabile Struktur im Registrierungsbereich definiert wurde. Auch in der MKG-Chirurgie ist eine durchgeführte dreidimensionale Überlagerung für die Evaluierung von Behandlungsergebnissen eine akkurate und verlässliche Analysemethode [45].

Neben der Möglichkeit, zwei röntgenologische Datensätze auszurichten und zu überlagern, können auch stereophotographische Bilder mit einer korrespondierenden CT/DVT überlagert werden. Auf diese Weise kann die Veränderung der fazialen Morphologie ohne zusätzliche Strahlenbelastung quantifiziert werden [39].

Die Möglichkeit einer 3D-Überlagerung wird nicht nur in der Zahnmedizin verwendet – auch in der Humanmedizin wird sie zum Beispiel bei Trauma-Patienten und Patienten vor Schädelbasis-Chirurgie zur Operationsplanung genutzt ([17],[21]). Sie erlaubt hier neben einer intraoperativen Echtzeit-Positionierungshilfe („augmented control“) [18] auch eine Analyse der Knochenveränderungen in Bezug auf die Weichgewebsveränderungen [2].

2.8 Mögliche Fehlerquellen

Strukturen aus Metall haben aufgrund ihrer Röntgendichte einen hohen HU-Wert. Befinden sich solche metallischen Strukturen im Aufnahmebereich kann der diagnostische Wert der Aufnahme stark eingeschränkt sein [85]. Erscheinen solche „Metallartefakte“ in der zweidimensionalen Ansicht als sternenförmiges Artefakt, haben sie in der dreidimensionalen Ansicht oft eine räumliche Verbindung zu den angrenzenden Strukturen und können nur schwerlich entfernt werden. In den Abbildungen 8 und 9 ist eine CT-Aufnahme einer Patientin mit prothetisch versorgten Zähnen 26 und 27 aufgrund der Metallartefakte in der zweidimensionalen Ansicht strahlenförmig und in der dreidimensionalen Ansicht kranzförmig verschattet.

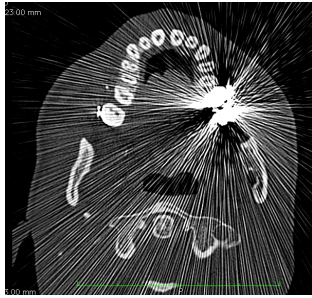


Abb. 8: Störende Metallartefakte erschweren die Diagnostik.

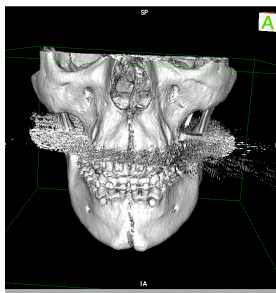


Abb. 9: Gleiches CT wie oben rechts nach Oberflächen-Rendering: Die Metallartefakte wurden ebenfalls in die Iso-Oberfläche aufgenommen.



Abb. 10: Anderes CT mit einem dorsalen Metallartefakt. Da es weder im für die Überlagerung noch für die Analyse wichtigen Bereich liegt ist die diagnostische Aussagekraft kaum eingeschränkt.

Um die Entstehung von Metallartefakten zu verhindern, gibt es zum einen die Möglichkeit, vor der Aufnahme metallische Apparaturen zu entfernen (herausnehmbarer Zahnersatz, bei rechtfertigender Indikation kieferorthopädische Geräte), zum anderen können diese Artefakte nachträglich aus dem Bild herausgerechnet (Abbildungen 11 und 12) werden ([7], [69]). Diese nachträgliche Korrektur „Post-Processing“ ist jedoch technisch anspruchsvoll, benötigt eine hohe Rechnerleistung und Zeit (für das vollständige Bear-

beiten einer durchschnittlichen Schädel-CT mehrere Stunden) und ist vom Ergebnis nicht so präzise wie eine CT, die ohne Metallartefakte aufgenommen worden wäre.

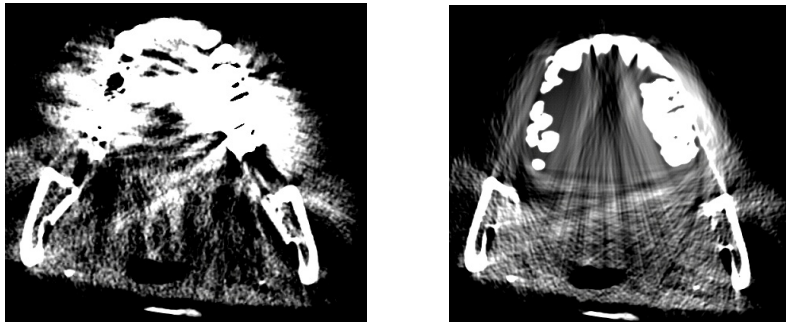


Abb.11 (links) und 12 (rechts):
Links – CT Ausschnitt vor der Weiterverarbeitung. Der Seitenzahnbereich ist aufgrund der Artefakte kaum zu beurteilen.
Rechts: Gleicher CT-Ausschnitt nach Bearbeitung mit einem Metallreduktionsfilter. Eine diagnostische Beurteilung wird möglich.

2.9 Ziel dieser Arbeit

Ziel dieser Arbeit war es, eine Methode zu entwickeln, die es ermöglicht, zwei dreidimensionale Datensätze (prä- und posttherapeutisch) zu vergleichen und die Lageveränderung einzelner Points-of-Interest im Sinne einer 3D-Kephalometrie zu analysieren.

Durch die Wahl des universellen STL- (Standard Tessellation Language) Formats sollte eine Multiplikation möglicher anschließender technischer Einsatzmöglichkeiten der generierten Datensätze sichergestellt werden.

3 Material und Methoden

3.1 Patientenauswahl

Die Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes hat den Antrag auf eine retrospektive Nutzung aller in dieser Arbeit untersuchter CT- und DVT-Datensätze geprüft und genehmigt (Kenn-Nr. 170/12 vom 8 Aug. 2012).

Patientenfall 1 diente der Validierung der Methode. An den Patientenfällen 2-3 sollte die Anwendbarkeit der Methode hinsichtlich verschiedener klinischer Fragestellungen untersucht werden. Mit der untersuchten Kohorte sollte die Methode auch an einer größeren Patientengruppe angewandt werden.

Bei Patientenfall 1 handelte es sich um einen 15-jährigen männlichen Patienten. Aufgrund eines maxillären transversalen Defizits ergab sich die Notwendigkeit einer forcierten Gaumennahterweiterung, die mittels Mini-Implantat-gestützter Hybrid-Hyrax realisiert wurde. Es wurde ein prä- und posttherapeutisches CT im Abstand von 10 Tagen mit einem Schichtabstand von 0,4 mm angefertigt.

Bei Patientenfall 2 handelte es sich um einen 12-jährigen männlichen Patienten. Aufgrund einer bestehenden skelettalen Klasse II mit vergrößerter sagittaler Frontzahnstufe wurde nach der Therapie mit herausnehmbaren Apparaturen eine Behandlung mit einem Herbst-Derivat und einer Multibracketapparatur durchgeführt. Es wurde ein prä- und posttherapeutisches DVT im Abstand von 22 Monaten mit einem Schichtabstand von 0,6 mm angefertigt.

Bei Patientenfall 3 handelte es sich um ein 16-jähriges Mädchen. Aufgrund eines bestehenden tiefen Bisses mit asymmetrischer Verzahnung wurde zusätzlich zur Multiband-Behandlung ein linksseitiges Herbst-Derivat eingesetzt. Es wurde ein prä- und posttherapeutisches DVT im Abstand von 15 Monaten mit einem Schichtabstand von 0,6 mm angefertigt.

Die Kohortengruppe bestand aus einem DVT-Datensatz aus dem Patientengut von Prof. Ki Beom Kim (Saint Louis Universität, USA). Die Gruppe bestand aus 18 erwachsenen und 14 jugendlichen Patienten. Bei allen Patienten wurden skelettal verankerte Mecha-

niken zur Molarendistalisation eingesetzt. Die DVT wurden jeweils prä- und posttherapeutisch aufgenommen und hatten einen Schichtabstand von 0,4 mm.

3.2 Verwendeter Computer und Software

Für die Registrierung, Überlagerung und Analyse wurde ein Apple Macbook Pro 8.1 (Apple, Cupertino, CA, USA) verwendet. Es verfügte über einen 2,8 GHz IntelCore i7 Prozessor mit 8GB 1333 MHz DDR3 RAM. Als Betriebssysteme waren MacOS X 10.7.2 und gleichzeitig über eine Emulationssoftware Windows 7 installiert. Als Basissoftware innerhalb dieser Studie wurde Geomagic Qualify 2012 eingesetzt, das auf die Erfordernisse der Kieferorthopädie angepasst wurde.

3.3 Vorgehen zur Registrierung und Überlagerung

3.3.1 Export von DICOM in STL und Import der Polygonmodelle

Da die meisten 3D-Röntgenanalyseprogramme geschlossene Software-Toolkits repräsentieren, bestand der erste Schritt darin, die DICOM-Daten (Röntgenformat) in das STL-Format (Industriestandard) umzuwandeln, da im Ingenieurwesen und der Architektur das Vergleichen und Analysieren von 3D-Daten etabliert ist. Es wurden somit Voxel (DICOM-Daten) in Polygone (STL-Daten) umgewandelt. Vor der Umwandlung musste definiert werden, ab welchem Grauwert (HU) Voxel aufgenommen und für die Umwandlung berücksichtigt werden. Pro Patient wurde jeweils der prä (T0)- und posttherapeutische DICOM-Datensatz (T1) in eine „Iso-surface“-Datei (*.stl) umgewandelt. Diese Umwandlung kann heute mit den meisten praxisgebräuchlichen DICOM-Viewern erfolgen, zum Beispiel unter MacOS mit OsiriX [68] oder unter Windows mit Invesalio [36]. Beide Programme sind als Freeware erhältlich.

Die so erstellten STL-Modelle wurden unter Windows mit Geomagic Qualify 2012 [25] zueinander semiautomatisch an stabilen anatomischen Strukturen registriert. Semiautomatisch bedeutet, dass der Anwender zunächst zwar manuell den Bereich definieren muss, welcher als stabiler Registrierungsbereich zu Verfügung steht, im Anschluss daran aber der Computer die im Registrierungsbereich befindlichen Polygone des Vorher- und Nachher-Modells zueinander ausrichtet. Neben der semiautomatischen standen auch eine vollautomatische und eine manuelle Ausrichtung zur Verfügung. Bei der vollautomatischen Ausrichtung wurden die Modelle direkt so exakt wie möglich zueinander

ausgerichtet. Bei der manuellen Ausrichtung konnte der Anwender entweder wiedererkennbare Punkte (meist anatomische Referenzpunkte) definieren oder Modelle direkt manuell aufeinander verschieben.

Praktische Vorgehensweise zu 3.3.1:

Unter MacOS wurde das Programm OsiriX 4.0 gestartet. Nach Auswahl der zu untersuchenden CT wurde der Auswahlmodus 3D-Surface-Rendering geöffnet. Im Surface Rendering-Modus wurden nach Auswahl der zu berücksichtigenden Grauwerte die Voxel in einen Polygondatensatz umgewandelt.

Im erscheinenden Auswahlfenster bot OsiriX dafür die Möglichkeit den Threshold auszuwählen. Der Threshold definiert die Schwelle, ab welcher Röntgendichte Voxel für die Umwandlung in das Iso-Surface-Modell berücksichtigt werden.

Bei einer hohen Einstellung des Threshold-Bereiches wurden daher später nur die besonders radioopaken Strukturen im Iso-Surface Modell dargestellt, bei niedriger Einstellung wurden auch die wenig radioopaken Weichgewebe im Iso-Surface-Modell abgebildet.

Um den Auswahlprozess der Grauwerte zu vereinfachen, bot OsiriX die Möglichkeit, zwischen drei verschiedenen vordefinierten Auswahlbereichen (sogenannten Pixelwerten) zu wählen. Die Einstellung, die das Weichgewebe darstellt, hatte den vordefinierten Pixelwert -500, die Knocheneinstellung den Pixelwert 500 und die Metalleinstellung den Pixelwert 2000. Neben diesen Voreinstellungswerten gab es die Möglichkeit, den Pixelwert, d.h. den Threshold-Bereich, frei auszuwählen. Wählte man den Threshold zu niedrig, wurden Weichteilbereiche und Knochenbereiche und - falls vorhanden - Metallartefakte auf dem Iso-surface-Modell (=3D-Modell) dargestellt. Dies führte dazu, dass man später einen erhöhten Zeitaufwand bei der Nachbearbeitung in Kauf nehmen musste oder im schlimmsten Fall das erstellte Modell unbrauchbar war und neu hergestellt werden musste.

Die Auswahl des Threshold-Wertes sollte so erfolgen, dass eine möglichst glatte, homogene Knochenoberfläche in der Ansicht erscheint, gleichzeitig aber keine Streuartefakte dargestellt wurden (Abbildungen 13-18). Mit dem Erhöhen des Threshold-Wertes ent-

fernten sich zunehmend die weniger radioopaken Strukturen. Nach den Weichteilen folgten die dünnen Knochenstrukturen, gut erkennbar an der fazialen Kieferhöhlenwand. Für die Darstellung von den knöchernen Strukturen menschlicher Schädel war in dieser Studie meist ein Pixelwert von 300-500 optimal, was auch den Ergebnissen von Eggers et al. entspricht [22].

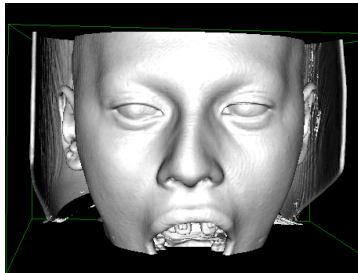


Abb. 13: CT dargestellt mit einer HU von -500. Auch wenig röntgendichte Strukturen, wie das Weichgewebe, werden noch angezeigt.

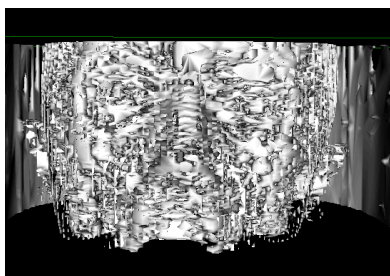


Abb. 14: CT dargestellt mit einer HU von 50. Am Übergang der Hounsfield-Units von Weich- zu Hartgewebe sieht das dargestellte Modell bruchstückhaft aus. Auf unterliegendem Knochen sind noch diejenigen Weichteile dargestellt, die eine verhältnismäßig höhere Röntgendichte aufweisen.

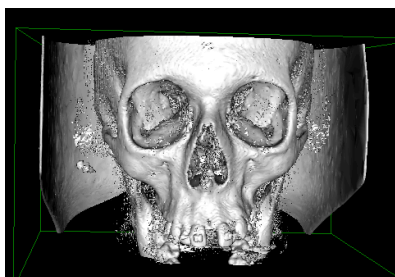


Abb. 15: CT dargestellt mit einer HU von 100. Neben einer homogenen, realitätsnahen Darstellung der Knochensubstanz werden auch störende Metallartefakte dargestellt. Beachte die kontinuierlich angezeigte Fläche des Röntgen-Schutzschildes.

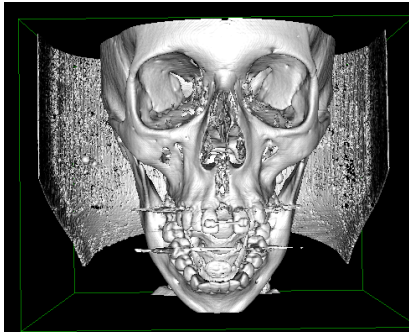


Abb. 16: CT dargestellt mit einer HU von 300. Bei erhaltener homogener und realitätsnaher Darstellung der Knochensubstanz sind die störenden Metallartefakte kleiner geworden. Beachte die inhomogen angezeigte Fläche des Röntgen-Schutzschildes.

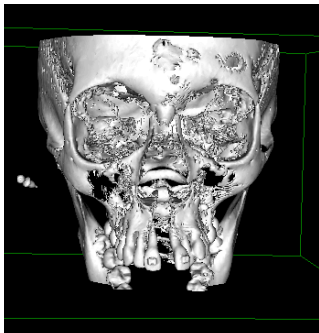


Abb. 17: CT dargestellt mit einer HU von 1000. Die Knochenstrukturen werden unrealistisch, inhomogen und lochfraßartig angezeigt. Der Schutzschild wird nicht mehr dargestellt.

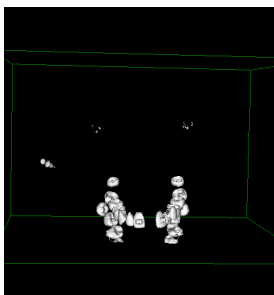


Abb. 18: CT dargestellt mit einer HU von +2000. Nur besonders röntgendichte Strukturen wie der Zahnschmelz werden noch angezeigt.

Für die Umwandlung wurde in den Einstellungen immer die höchstmögliche Qualität ausgewählt und der Pixelwert optimal eingestellt. Hier war darauf zu achten, dass sich der Pixelwert an dem CT orientiert, welches die meisten Metallartefakte beinhaltet. Dieser Pixelwert wurde dann für die zugehörigen CT des gleichen Patienten übernom-

men. Hatte man das 3D-Iso-Surface-Modell erstellt, wurde es in das STL-Format exportiert und an die Ausgabedatei die Endung „*.stl“ angefügt. Durch die hohe Qualität wurden die so erstellten Dateien zwar relativ groß (je 700MB), jedoch konnten durch die hohe Auflösung auch kleine Veränderungen (zum Beispiel im Bereich der Suturen) analysiert werden.

Die Umwandlung des DICOM-Datensatzes erfolgte probeweise ebenfalls mit den Windows-basierten Programmen Licenseware ScanIP (Abbildung 19) und dem von der brasilianischen Regierung unterstützten Freeware-Programm Invesalius. Es zeigte sich, dass die erstellten Modelle gleichwertig sind. OsiriX bot jedoch den Vorteil einer hervorragenden Viewer-Funktion und eines schnellen, unkomplizierten Exportvorgangs. Alternativ konnte der Anwender auch den programminternen DICOM-Importer von Geomagic 2012 einsetzen, um lediglich ein einziges Programm benutzen zu müssen.

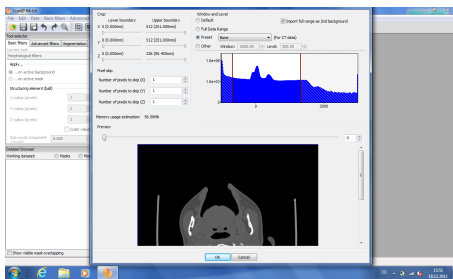


Abb. 19: Definition des oberen und unteren Threshold-Wertes in dem Programm Licenseware ScanIP.

Nach der Erstellung der STL-Modelle wurde unter Windows das Programm Geomagic Qualify 2012 gestartet. Als erstes wurden die zuvor erstellten Dateien importiert und die Modelle grob beschnitten.

Um die Modelle in die gewünschte Form zu bringen, hatte der Anwender in Geomagic Qualify mehrere Möglichkeiten. Die „Lasso“ Funktion beinhaltete die Möglichkeit, einen Auswahlbereich direkt mit der Maus zu selektieren. Es wurde noch einmal in eine „Lasso-oberflächlich“ und „Lasso-durchgehend“ Funktion unterschieden. Die „Lasso-oberflächlich“ Funktion selektierte nur die oberste Polygonschicht, die „Lasso-durchgehend“ Funktion selektierte zusätzlich den ausgewählten Bereich in der Tiefe bis zum letzten rückseitigen Polygon. Hatte man einen zu großen oder falschen Bereich

ausgewählt, konnte man (mittels gleichzeitigem Drücken der STRG-Taste) Bereiche mit dem Lasso wieder deselektieren.

Um zum Beispiel den Unterkiefer der Patienten vom Modell zu entfernen, konnte man hierfür entweder das „Lasso“ benutzen oder einen kleinen Bereich des Unterkiefers auswählen und dann (mittels Rechtsklick, Selektieren, „Getrennte Komponenten“) die zusammenhängenden Bereiche Corpus Mandibulae, Processi Coronoideus und Condylaris auswählen und entfernen (Abbildungen 20 und 21).

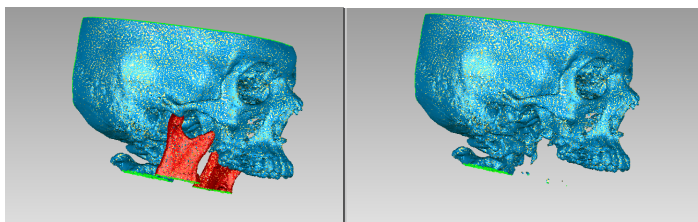


Abb. 20 (links) und 21 (rechts):
Links: Selektion des Unterkiefers.
Rechts: Unterkiefer entfernt.

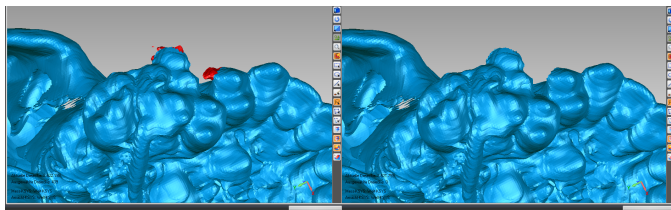


Abb. 22 (links) und 23 (rechts):
Links: Selektion der Metallartefakte.
Rechts: Die Metallartefakte wurden entfernt.

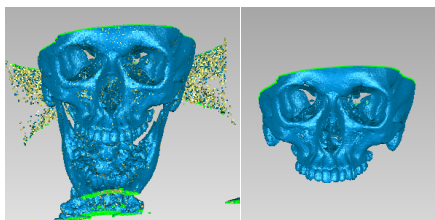


Abb. 24 (links) und 25 (rechts):
Links: Vor dem groben Bearbeiten.
Rechts: Nach dem Bearbeiten.

Ungewünschtes Bildrauschen, welches sich durch punktförmige Artefakte im Polygonmodell zeigte wurde über die Funktion „Mannigfaltigkeit erstellen“ entfernt (Abbildungen 24 und 25).

3.3.2 Auswahl der Registrierungsstruktur/Referenzpunkte/Referenzstruktur

Da in der Literatur die anteriore Schädelbasis als wachstumsunabhängigster und verlässlichster Überlagerungspunkt gilt ([4], [8], [16], [35], [55], [57]), sollte an einem Patientenbeispiel (Patientenbeispiel 1) mit möglichst vielen, auch atypischen Veränderungen des gesamten Schädels in allen drei Dimensionen die Präzision der Überlagerungen an verschiedenen Referenzstrukturen - insbesondere in Bezug auf die Genauigkeit der Überlagerung im Bereich der anterioren Schädelbasis - untersucht werden.

Folgende Registrierungen wurden miteinander verglichen:

- 3-Punkt-Registrierung:

Die meisten kommerziell erhältlichen Programme (Dolphin, Anatomage, etc.) bieten eine Registrierung von 3D-Datensätzen an, diese erfolgt manuell (meist nur 3-Punkt-basiert) oder automatisch („Best-Fit“ des gesamten Modells).

- Ein Jochbein:

Die Überlagerung an einem oder beiden Jochbeinen [57] wird von einigen Autoren vorgeschlagen für DVT mit kleinem FOV, bei denen die Schädelbasis nicht dargestellt wird.

- Zwei Jochbeine:

Überlagerungsstrategie für DVT mit kleinem FOV und Software, welche die simultane Auswahl zweier Registrierungs-Regionen erlaubt [57].

- Anteriore Schädelbasis:

Als stabile und wachstumsunabhängige Struktur bekannt seit Björk ([10], [11]).

- Anteriore Schädelbasis und Foramen magnum:

Zusätzlich zur anterioren Schädelbasis wird eine posteriore Referenzstruktur ausgewählt um eine ungewünschte Rotationsbewegung zu verhindern.

Praktische Vorgehensweise zu 3.3.2

Vor allen Best-Fit-Registrierungen erfolgte zunächst eine 3-2-1 Reposition, d.h. die Modelle wurden anhand von drei manuell definierten Referenzpunkten zueinander ausgerichtet, bevor sie weiter feinjustiert wurden (Abbildung 26).

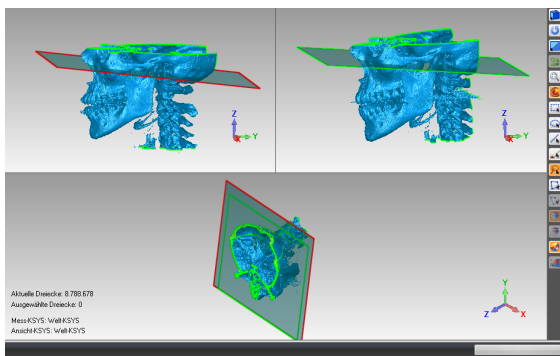


Abb. 26: In den beiden oberen Fenstern erscheinen das Vorher- und das Nachher-Modell. Per Maus wurden drei korrespondierende Punkte ausgewählt. Daraufhin richteten sich beide Modelle automatisch zueinander aus.

Im Anschluss erfolgte die eigentliche Registrierung. Hierfür wurden die Modelle so gedreht, dass man einen guten Einblick von kranial auf die Schädelbasis hatte. Daraufhin wurde der gewünschte Auswahlbereich mittels „Lasso-durchgehend“ selektiert (Abbildungen 27 a und b). Da nun auch automatisch Bereiche in der Tiefe (zum Beispiel die Augenhöhlen, das Nasenbein und die Zähne) markiert wurden, musste im Anschluss eine Deselektion der unerwünschten Bereiche erfolgen. Hierfür wurden die Modelle gedreht und die unerwünschten Polygone deselektiert.

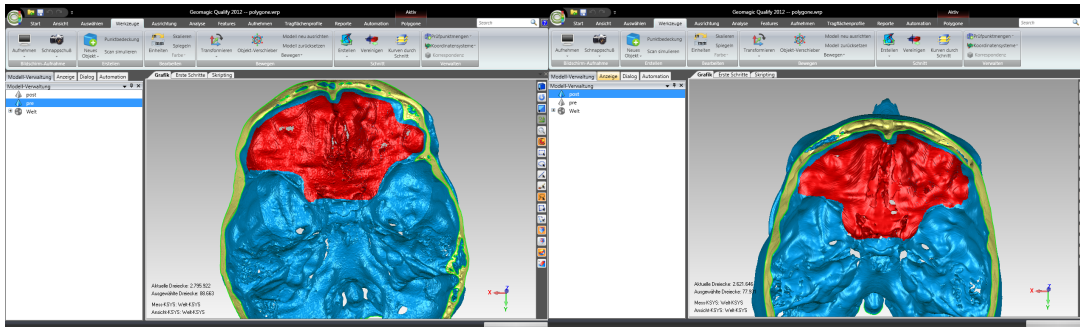


Abb. 27 a und b: zur Registrierung selektierte Bereiche im Prä- und Post-Modell.

War der für die Ausrichtung gewünschte Referenzbereich definiert, musste in der Modellauswahl das Prä- und das Post-Modell bestimmt werden. Geomagic Qualify zeigte im Überlagerungsmodus immer das Referenzmodell als „Basismodell“ an dem farbko-dierte Veränderungen angezeigt wurden. Da in der 3D-Analyse das Nachher-Modell mit Farbveränderungen gegen das Vorhermodell erscheinen sollte, musste also das Vorher-Modell als „Testmodell“ und das Nachher-Modell als „Referenzmodell“ definiert werden. Anschließend wurde der Registrierungsprozess (über die Module Ausrichten und Best-fit Ausrichtung) gestartet.

Dann konnte die gewünschte Auswahlgröße definiert werden. Der hierfür mögliche Auswahlbereich lag zwischen 0 und 100.000 Polygonen. Je größer der Auswahlbereich gewählt wurde, desto mehr Polygone wurden bei der Best-Fit-Registrierung berücksichtigt und umso verlässlicher war die Registrierung. Da diese hochpräzise sein sollte, wurde die Einstellung auf den Maximalwert 100.000 gesetzt. Nun war es möglich, die Registrierungstoleranz zu bestimmen. Da die Modelle schon im Vorhinein durch die manuelle Ausrichtung grob ausgerichtet wurden, reichte es jedoch an dieser Stelle, die Position „nur kleine Korrekturen zulassen“, auszuwählen. So wurde die Registrierung präzise durchgeführt, das Programm verzichtete aber auf die Berechnung von unplausibel großen Lageveränderungen (zum Beispiel Vorher- und Nachher-Schädel in senkrechter Position zueinander). Auch wurde die Anzeige während der Ausrichtung abgeschaltet, was den Prozess zusätzlich beschleunigte. Insgesamt führte dies zu einer Reduktion der Registrierungs-dauer von ca. 15 Minuten auf 1 Minute.

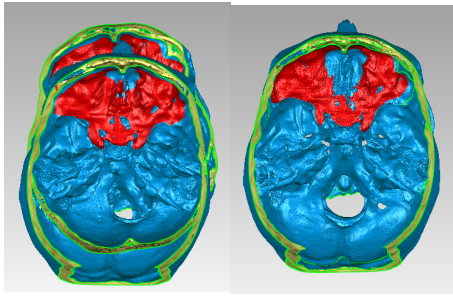


Abb. 28 (links) und 29 (rechts):
 Links: beide Modelle vor dem Ausrichten.
 Rechts: danach.
 In diesem Beispiel wurden die korrespondierenden Polygone mit einer Präzision von 0,14 mm ausgerichtet.

Nach der Registrierung gab das Programm den durchschnittlichen Fehler, d.h. die Präzision des Ausrichtevorgangs, an (Abbildungen 28 und 29). War die Präzision nicht zufriedenstellend, konnte der Registrierungsbereich noch einmal neu definiert werden und die Registrierung begann von vorne.

Um die Methode auch an Modellen durchzuführen, die wegen ihres Threshold-Bereiches Knochenstrukturen nicht oder nur unzureichend darstellten, konnte die Arbeitsweise wie folgt modifiziert werden. Hintergrund war die Überlegung, dass zwei Modelle im virtuellen Raum zueinander eine gewisse Lagerrelation haben. Verschoob man ein Modell auf das andere, konnte man die Bewegungsinformation speichern und auf andere virtuelle Modelle mit unterschiedlichen Threshold-Bereichen übertragen (Abbildungen 30-32). Selbstverständlich mussten diese Modelle der gleichen ursprünglichen Aufnahme entstammen. Geomagic Qualify bot dafür die Möglichkeit, die „letzte Ausrichtung zu speichern“. Die Bewegung der „Knochenmodelle“ zueinander konnte dadurch gespeichert und mit den „Weichgewebe-Modellen“ nachvollzogen werden.

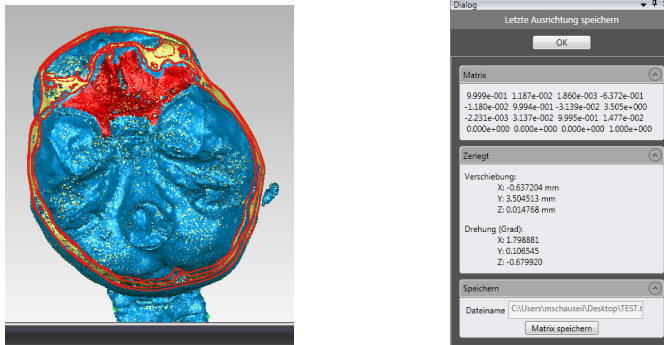


Abb. 30 (links) und 31 (rechts):
Links: Ausrichtung der Knochenmodelle über die anteriore Schädelbasis.
Rechts: Speichern der durchgeführten Bewegung über den Menüpunkt „letzte Ausrichtung speichern“.

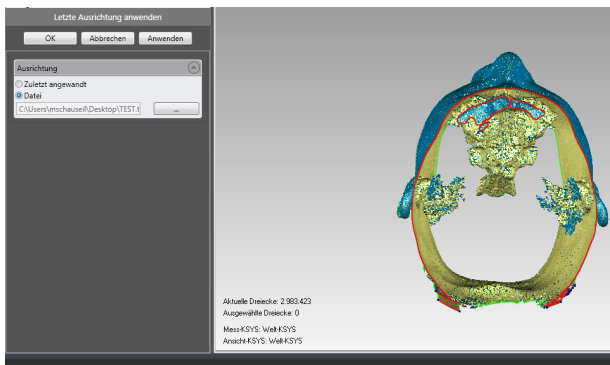


Abb. 32: In der Modellverwaltung wird das „Hautmodell“ ausgewählt und (unter Ausrichtung, letzte Ausrichtung öffnen) ausgerichtet.

Um die Modelle möglichst gleichartig zu trimmen, wurden nun zunächst die Überlagerungspolygone deselektiert („Auswahl, Alle löschen“). Daraufhin wählte man in der Modellverwaltung beide Modelle aus und startete (unter Polygone, Trimmen) den Trimmmodus. Nun wurde die Trimmebene über den 3-Punkte Modus bestimmt und unerwünschte Bereiche entfernt. Um beispielweise den Bereich kaudal des Foramen magnum zu entfernen, brachte man beide Modelle zunächst in die Seitenansicht. Dann wurden die Halswirbel bis zum Foramen magnum mittels „Lasso durchgehend“ selektiert. Zur Deselektion der ungewollt mitmarkierten Bereiche, vornehmlich der Processi mastoidei und spinosi, wurden die Modelle im Anschluss in die Kaudalansicht gebracht und der unerwünschte Bereich entfernt (Abbildungen 33-35).

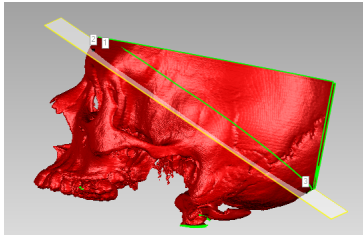


Abb. 33: Trimmen beider Modelle über den „3-Punkte Modus“.

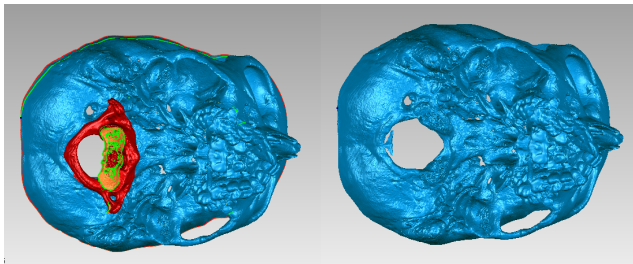


Abb. 34 und 35: Trimmen des kaudalen Bereiches rund um das Foramen magnum.
Links: Selektion des zu entfernenden Bereiches; Rechts: nach dem Entfernen.

3.3.3 3D-Analyse:

Nach dem Ausrichten und Trimmen der Modelle wurde die 3D-Analyse gestartet, welche die korrespondierenden Polygone zueinander vergleicht. Geomagic Qualify ermöglicht dem Anwender zu entscheiden, wie das Programm erkennen soll, welche Polygone im Vorher-Modell mit welchen im Nachher-Modell korrespondieren.

Hierfür war in den Programmeinstellungen die Voreinstellung „nächstes korrespondierendes Polygon“ oder die Voreinstellung „nur orthogonales Abgreifen erlauben“ zu selektieren. Wählte man letzteres, hätte das Programm eine vertikale Veränderung von Strukturen aus der Analyse ausgeschlossen - deshalb wurde die erste Einstellung benutzt. Auch war neben einer dreidimensionalen Analyse die Möglichkeit gegeben, das Programm nur nach Veränderungen in den jeweiligen Achsen suchen zu lassen. Auf diese Weise konnten zum Beispiel vertikale und horizontale Veränderungen separat nachverfolgt werden.

Im Anschluss wurden die maximale Abweichung und der sogenannte „kritische Winkel“ definiert. Beide Werte wurden vom Programm automatisch vorgeschlagen. Als Wert

für die maximale Abweichung wurde bei den Studienpatienten 10 mm, für den kritischen Winkel 45° gewählt. Diese beiden Werte dienten dem Programm dazu, die Vergleichsbereiche einzuschränken. Hatten sich die Zähne in ihrer Angulation stark verändert, führte ein hoher kritischer Winkel dazu, dass diese vom Vergleich ausgeschlossen wurden – sie erschienen grau (Abbildung 36).

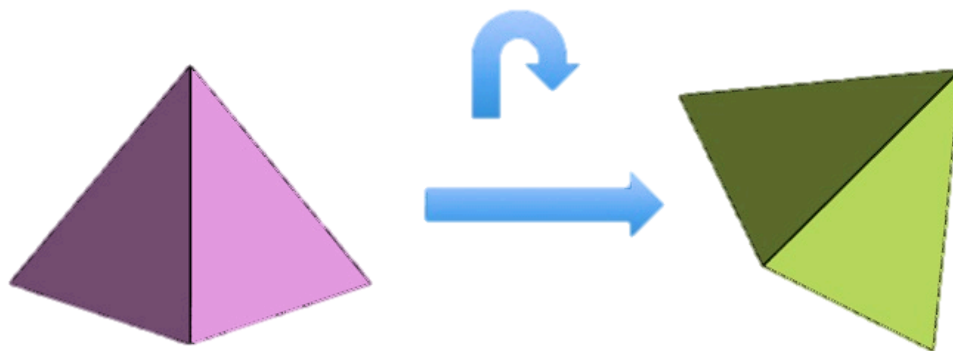


Abb. 36: Darstellung des kritischen Winkels. Werden Polygone über den kritischen Winkel hinaus rotiert, werden sie nicht mehr in der Analyse berücksichtigt.

Praktische Vorgehensweise zu Absatz 3.3.3:

Unter „Analyse, 3D-Analyse“ wurde der 3D-Vergleich gestartet. Die 3D-Analyse verlangte dem Computer die meiste Rechenleistung ab. Da die Modelle in höchster Qualität erstellt wurden und dadurch jedes Modell eine Polygonzahl von circa 2.000.000 hatte, dauerte sie ca. 15 Minuten.

Nach diesen 15 Minuten erschien ein Auswahlfenster, in dem der Anwender die Skalierung kalibrieren konnte (Abbildungen 37 und 38). „Min und Max Kritisch“ gaben die positiven und negativen Maximalwerte an. Im angenommenen Fall eines anterioren Advancements des Mittelgesichts von 2 mm würde bei dem eingestellten Wert von -2 mm und +2 mm das Mittelgesicht tiefblau erscheinen. Sollte ein Advancement von 3 mm stattgefunden haben, hätte man diese zusätzliche Veränderung nicht auf dem Ergebnismodell erkennen können, da bei -2 mm und +2 mm die Maximalwerte lagen.

„Min. und Max. Nominal“ waren die Grünzonenwerte, d.h. in diesem mittleren Bereich sollten die Strukturen dargestellt werden, die sich nicht verändert hatten. Es bot sich an, „Min. und Max. Nominal“ so zu definieren, dass die ursprünglichen Referenzbereiche für die Überlagerung in diesem grünen Mittelwert lagen. Wurde der Wert zu hoch gesetzt (z.B. -1 mm/+1 mm), waren kleine Veränderungen im Ergebnismodell nicht mehr erkennbar, war er sehr niedrig gesetzt, erschienen auch Bereiche, die sich kaum verändert haben, als farblich unterschiedlich. Es gab zudem die Möglichkeit, die Anzahl der Farbsegmente zu wählen. Diese sollten übersichtlich, aber gleichzeitig auch präzise genug sein. Als gutes Mittelmaß stellte sich eine Anzahl von 11 heraus. Die Anzahl der Dezimalstellen wurde auf „eins“ gesetzt, da Veränderungen im Zehntel Millimeterbereich für die Analyse zum einen übersichtlicher, zum anderen genau genug waren.

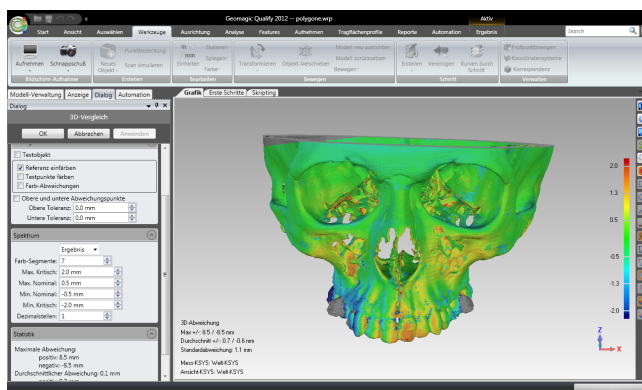


Abb. 37: Ausgabedialog 3D-Analyse. Auf der linken Seite wurden die Einstellungsparameter ausgewählt, auf der rechten Seite ist das Ergebnismodell zu sehen.

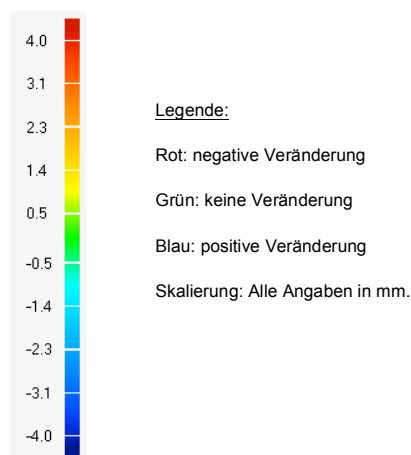


Abb. 38: Farbkodierung der Überlagerungsmodelle.

3.4 Messung der Registrierungsgenauigkeit

Die Registrierung und Überlagerung wurde von zwei Operatoren, die eine intensive Einweisung in das Programm erhielten, durchgeführt. Beide führten sämtliche Messungen fünfmalig durch. Beiden Operatoren wurde es gestattet, den Registrierungsbereich in Bezug auf die Größe frei zu wählen. Die Präzision der Registrierung sollte so hoch wie möglich sein.

Die Genauigkeit der Registrierung wurde an drei (5 mm Radius) „Abgreifpunkten/Flächen“ (anterior = Walkers Point; posterior = links und rechts des Foramen magnum) verifiziert. Es zeigten sich im Vorversuch keine signifikanten Differenzen der Werte - unabhängig davon, ob die abgegriffenen Flächen einen Radius von 5 mm (Abbildung 39 a) oder von 15 mm (Abbildung 39 b) hatten.

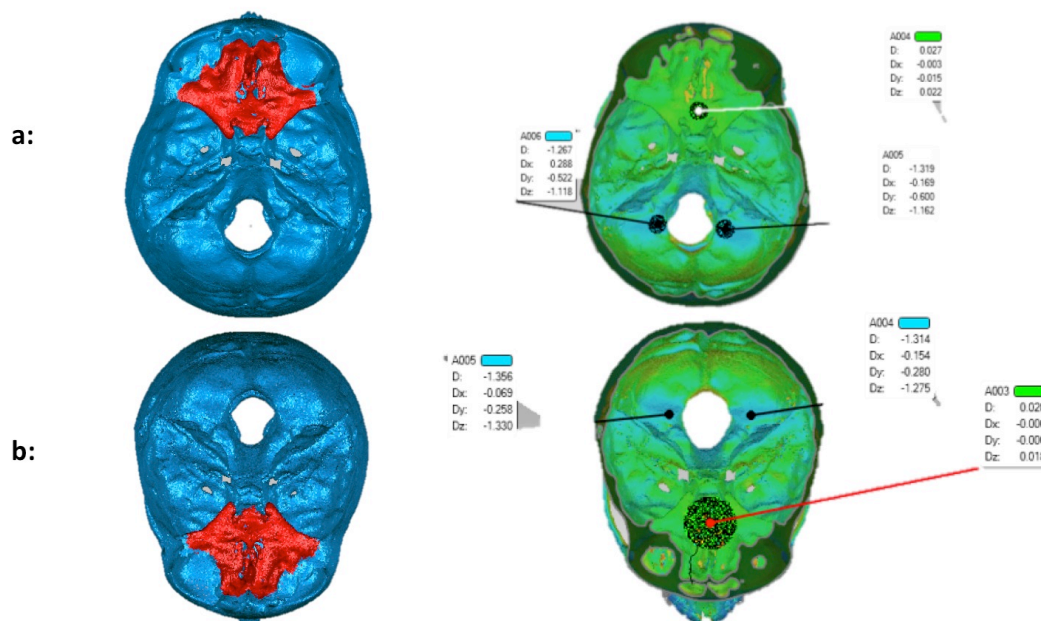


Abb. 39 a und b: Validierung der Registrierungsregionen. Nachdem die Registrierungsbereiche ausgewählt und die Modelle ausgerichtet waren, wurde am Ergebnismodell die Genauigkeit der Überlagerung überprüft. Hierbei konnte der Radius des „Abgreifens“ frei definiert werden. a: Durchmesser anterior 5 mm. b: Durchmesser anterior 15 mm

Die Software enthielt eine Applikation, die es erlaubte, an den zwei überlagerten 3D-Modellen Flächen abzugreifen und die Genauigkeit in allen drei Dimensionen zu beurteilen. Neben der Normalenverschiebung D war die Genauigkeit einer Überlagerung an

dem „Field of Interest“ umso größer, je geringer die Abweichungen in allen Achsen waren (x, y und z).

Die Translations- und Rotationsbewegung, die notwendig war, um beide Modelle exakt zueinander auszurichten, wurde als Transformationsmatrix gespeichert, um bei Bedarf auch Modelle niedrigeren oder höheren Thresholds präzise zu registrieren. Im Anschluss wurden die virtuellen Modelle überlagert und die Überlagerung farbkodiert dargestellt. Auf diese Weise konnten quantitative und qualitative dreidimensionale Veränderungen zur Darstellung gebracht werden.

Praktische Vorgehensweise zu 3.4:

Geomagic Qualify ermöglichte dem Benutzer, in dem Ergebnismodell den „Anmerkungs-Modus“ zu öffnen. Hier konnten einzelne Punkte ausgewählt und der Radius des „Ergebnis-Fühlers“ frei angepasst werden. In Echtzeit gab das Programm die dreidimensionale Veränderung an, die der Auswahlbereich auf dem Weg vom Referenz- zum Testmodell durchlaufen hatte.

3.5 Lineare und Flächenmessungen

Außerdem sollten, um während der Diagnostik einen Zeitvorteil zu erreichen, an den überlagerten Schädelmodellen auch lineare oder flächenhafte Messungen direkt durchgeführt werden können, welche die visuelle Farbcodierung objektivierten. Um einzelne Bereiche in allen drei Raumebenen zu analysieren, wurden im Anschluss vier Points-of-Interest am virtuellen Modell in Geomagic Qualify definiert und verglichen (Abbildung 40).

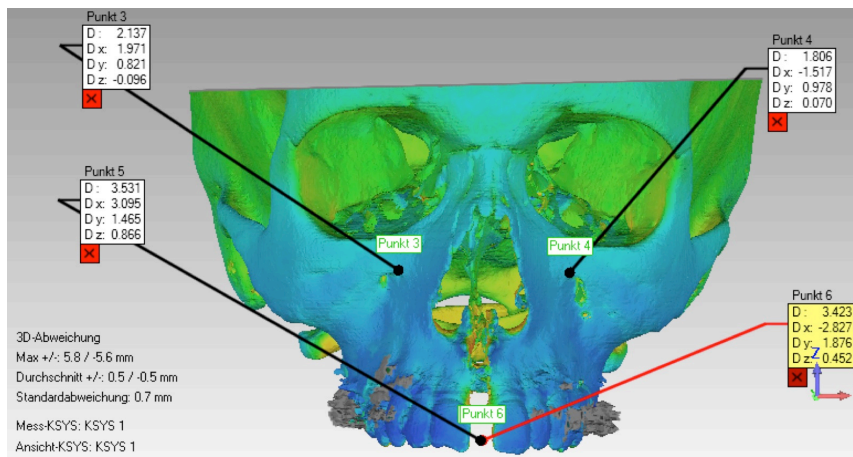


Abb. 40: 3D-Analyse der Points-of-Interest.
 Die Referenzpunkte (Foramina infraorbitales und mesiale Kanten der medialen Inzisivi) wurden nach jeder Registrierung 3-dimensional analysiert. Cave: Die Spitzen der Fühler zeigen auf die Positionen am unsichtbaren „Vorher-Modell“ und erscheinen deshalb massiv verschoben.

Es wurde die beste Überlagerungsgenauigkeit als Referenz gewählt, um die linearen Messungen an den vier definierten Punkten zu bewerten. Die Messpunkte zeigten Resultate in allen drei Dimensionen (x, y, z) und eine Normalenverschiebung D (Abbildung 41).

D:	2.137
Dx:	1.971
Dy:	0.821
Dz:	-0.096

Abb. 41: Beispiel (Screenshot) – Resultate in 3 Dimensionen (x, y, z) sowie Normalenverschiebung D.

Praktische Vorgehensweise zu 3.5:

Wie schon in der praktischen Vorgehensweise zu 3.4 beschrieben, wurde auch hier das programminterne Anmerkungs-Tool benutzt. Dies war jedoch in Situationen, in denen feine Veränderungen analysiert werden sollten, nicht so effektiv wie das ebenfalls programminterne „Feature-Tool“. Hintergrund war die Tatsache, dass das Anmerkungs-Tool die 3D-Abweichungen benachbarter Polygone mittelte. Lagen nun Polygone, die in ihrer Normalenausrichtung sehr unterschiedlich waren, dicht nebeneinander – (z.B.

Zahnkronen oder Wurzelspitzen), zeigte das Programm gemittelte und damit ungenaue Werte an (Abbildung 42).

Deswegen bot sich für die Analyse bestimmter Points-of-Interest das Feature-Tool an. Es erlaubte die Markierung und den Lagevergleich einzelner Polygone im Vorher- und im Nachher-Modell. Im Unterschied zum Anmerkungs-Tool mussten aber die einzelnen Point-of-Interest des Feature-Tools vor der Überlagerung definiert werden, damit sie später angezeigt werden konnten.

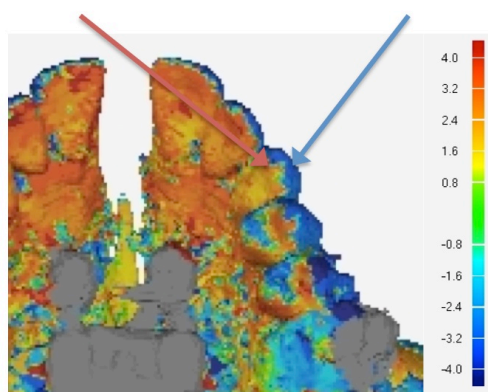


Abb. 42: Das Anmerkungs-Tool hatte dann Schwächen, wenn es an Positionen eingesetzt werden sollte, wo gegensätzliche Verschiebungen auftraten. Wenn der Referenzpunkt beispielsweise auf der Spitze von 23 gesetzt werden soll, wird das Anmerkungs-Tool die Abweichung von der „negativen“ Normalenverschiebung (blau, blauer Pfeil) mit der Abweichung der „positiven“ Normalenverschiebung (rot, roter Pfeil) mitteln.

3.6 Workflow

Das Vorgehen der Überlagerung zweier DICOM-Datensätze (T0: prätherapeutisch, T1: posttherapeutisch) kann zusammengefasst als eine Abfolge von sieben Prozessierungsschritten beschrieben werden (Abb. 43).

Schritt 1 – KONVERSION

Konversion der prä- (T0) und posttherapeutischen (T1) DICOM-Datensätze in Iso-Surface-Modelle (Dateiextension: „*.stl“).



Schritt 2 – IMPORT

Import der beiden (*.stl)-Modelle in GeomagicQualify 2012.



Schritt 3 – ERSTE REGISTRIERUNG

Grobe Registrierung über 3 manuelle Punkte.



Schritt 4 – FEINREGISTRIERUNG

Registrierung korrespondierender Polygone.



Schritt 5 – TRIMMEN

Vereintes Beschneiden der Modelle (T0 und T1).



Schritt 6 – ÜBERLAGERUNG

Superimposition der Modelle (T0 und T1).



Schritt 7 – FERTIGSTELLUNG

Auswertung, Fotodokumentation und optionale Erstellung einer 3D-PDF.

Abb. 43: Workflow.

4 Ergebnisse

4.1 Validierung der Methode

Zwischen den Genauigkeiten der Überlagerungen (Abbildungen 44 und 45) der einzelnen Operatoren, welche im Durchschnitt 25-30 Minuten beanspruchten, zeigten sich keine statistisch relevanten Unterschiede. Es konnte eine sehr hohe intra-operator Korrelation (Korrelationskoeffizient nach Pearson) der Genauigkeiten der beiden Operatoren gefunden werden (Operator 1: $r=0,978$; Operator 2: $r=0,978$). Die Korrelation war auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

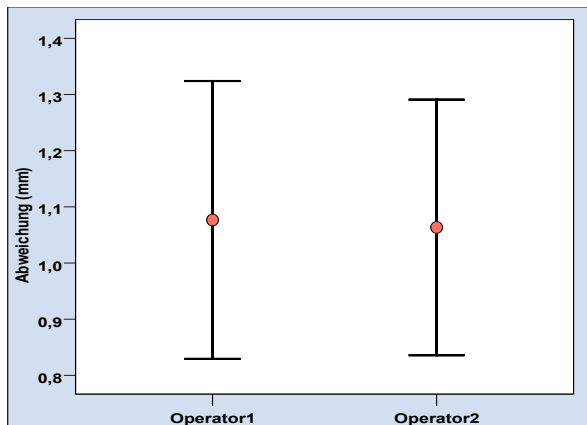


Abb. 44: Vergleich der Genauigkeit Operator 1 vs. 2.

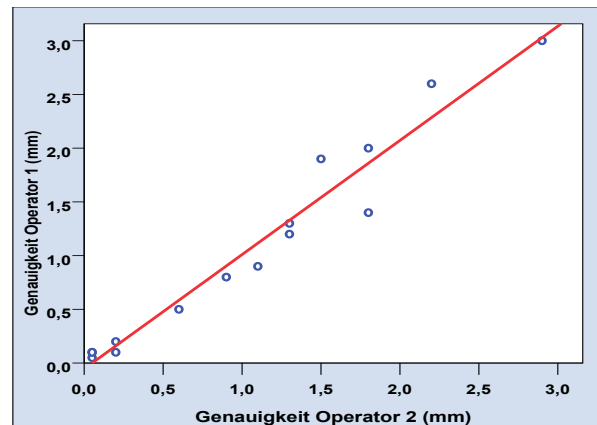


Abb. 45: Korrelation der Genauigkeit zwischen Operator 1 und 2.

Analoges gilt für die Streckenmessungen (Abbildungen 46 und 47): Auch hier konnte eine sehr hohe intra-operator Korrelation (Korrelationskoeffizient nach Pearson) der Genauigkeiten der Streckenmessungen der beiden Operatoren gefunden werden (Operator 1: $r=0,993$; Operator 2: $r=0,993$). Die Korrelation war auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

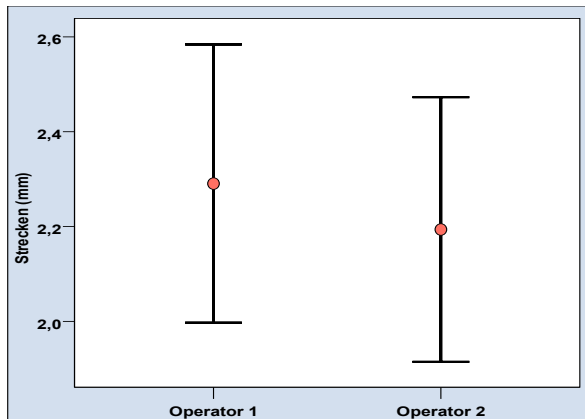


Abb. 46: Gemessene Strecken bei Operator 1 vs. 2.

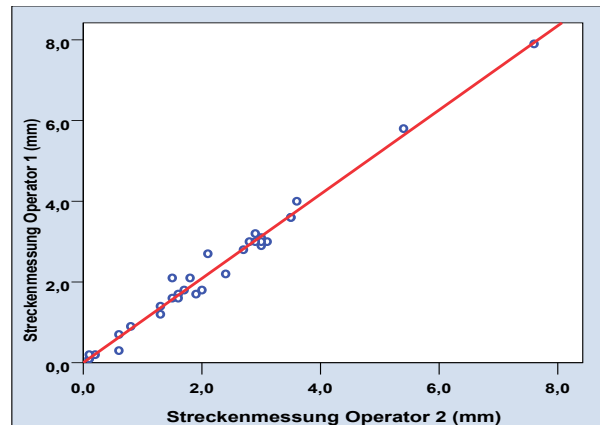


Abb. 47: Korrelation zwischen Operator 1 und 2.

Die verschiedenen Registrierungsstrategien unterschieden sich zum Teil erheblich voneinander und führten zu deutlich unterschiedlichen Messergebnissen. Die Angabe der Gesamtgenauigkeiten im Interoperator-Vergleich erfolgte über einen Quotienten der Genauigkeiten der beiden Operatoren, der im Folgenden als „Gesamt-Genauigkeiten-Ratio“ (GGR) bezeichnet wird und einen dimensionslosen, rein deskriptiven Parameter repräsentiert.

Die Registrierung an der anterioren Schädelbasis in Kombination mit dem Foramen magnum wies die besten Ergebnisse auf. Die größte Genauigkeit an der vorderen Schädelbasis hatte die dortige Registrierung, doch zeigte sich dabei auch eine leichte Kippung des Schädels. Die 3-Punkt-Registrierung zeigte akzeptable Werte. Beide Registrierungen an den Jochbeinen zeigten keine hohen Genauigkeiten und führten zu unplausiblen linearen Messungen.

		Referenzpunkte	Typ der Messung	Ergebnis				
				Op. 1	Gesamt-Genauigkeit Op. 1	Op. 2	Gesamt-Genauigkeit Op. 2	Gesamt-Genauigkeiten-Ratio (GGR)
1	3-Punkt-Registrierung Anteriore Schädelbasis	Anterior	Punkt	0,8	1,4	0,9	1,5	1,4/1,5 = 0,93
		Posterior, li.	Punkt	2,0		1,8		
		Posterior, re.	Punkt	1,4		1,8		
		Punkt #1	Strecke	2,0		1,8		
		Punkt #2	Strecke	2,1		1,6		
		Punkt #3	Strecke	3,1		2,9		
		Punkt #4	Strecke	3,3		2,7		
2	Ein Jochbein	Anterior	Punkt	0,5	2,0	0,6	1,9	2,0/1,9 = 1,05
		Posterior, li.	Punkt	2,6		2,2		
		Posterior, re.	Punkt	3,0		2,9		
		Punkt #1	Strecke	5,8		5,4		
		Punkt #2	Strecke	0,3		0,6		
		Punkt #3	Strecke	7,9		7,6		
		Punkt #4	Strecke	1,7		1,6		
3	Zwei Jochbeine	Anterior	Punkt	0,2	1,0	0,2	0,9	1,0/0,9 = 1,11
		Posterior, li.	Punkt	0,9		1,1		
		Posterior, re.	Punkt	1,9		1,5		
		Punkt #1	Strecke	3,6		3,5		
		Punkt #2	Strecke	2,7		2,1		
		Punkt #3	Strecke	2,2		2,4		
		Punkt #4	Strecke	3,6		3,5		
4	Anteriore Schädelbasis	Anterior	Punkt	0,05	0,85	0,05	0,9	0,85/0,9 = 0,94
		Posterior, li.	Punkt	1,2		1,3		
		Posterior, re.	Punkt	1,3		1,3		
		Punkt #1	Strecke	1,8		2,0		
		Punkt #2	Strecke	2,1		1,5		
		Punkt #3	Strecke	3,0		3,1		
		Punkt #4	Strecke	3,0		2,8		
5	Anteriore Schädelbasis in Kombination mit dem Foramen Magnum	Anterior	Punkt	0,05	0,1	0,05	0,1	0,1/0,1 = 1,0
		Posterior, li.	Punkt	0,1		0,05		
		Posterior, re.	Punkt	0,1		0,2		
		Punkt #1	Strecke	1,7		1,9		
		Punkt #2	Strecke	2,1		1,8		
		Punkt #3	Strecke	2,9		3,0		
		Punkt #4	Strecke	3,2		2,9		

Abb. 48: Synopsis - Ergebnisse der Messungen bei verschiedenen Registrierungsstrategien.

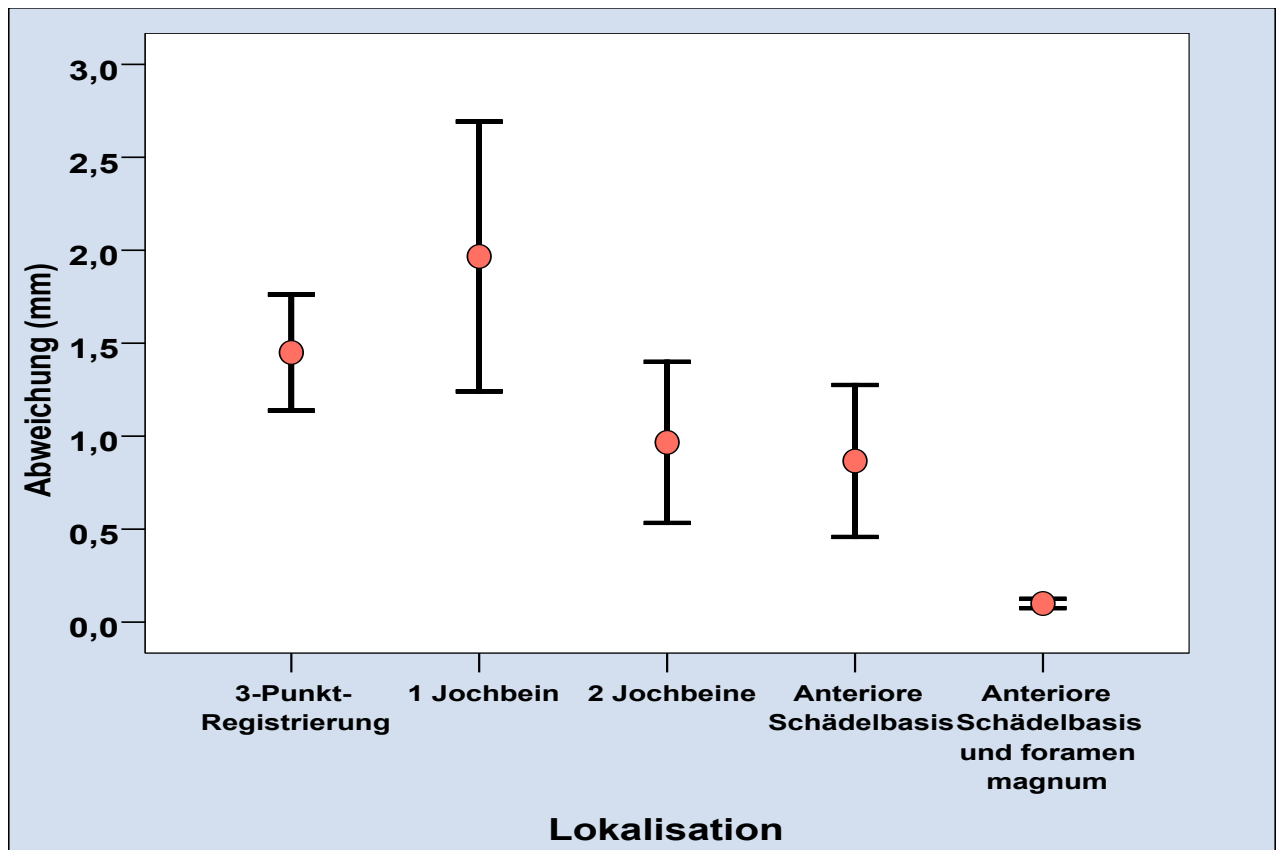


Abb. 49: Genauigkeit in verschiedenen Regionen.

Lokalisation	Mittelwert	Standard-abweichung	Standard-fehler des Mittel- wertes	Median	Mini-mum	Maxi-mum	N
3-Punkt-Registrierung	1,4500	,54083	,31225	1,6000	,85	1,90	3
1 Jochbein	1,9667	1,25731	,72591	2,4000	,55	2,95	3
2 Jochbeine	,9667	,75056	,43333	1,0000	,20	1,70	3
Anteriore Schädelbasis	,8667	,70770	,40859	1,2500	,05	1,30	3
Anteriore Schädelbasis in Kombination mit dem Fo-ramen magnum	,1000	,04330	,02500	,0750	,08	,15	3
Insgesamt	1,0700	,91428	,23607	1,0000	,05	2,95	15

Abb. 50: Genauigkeit in verschiedenen Regionen.

Die 3-Punkt Registrierung (Abbildung 51) zeigte an der anterioren Schädelbasis ein akzeptables Ergebnis, eine Abweichung posterior war jedoch erkennbar und verdeutlichte eine Kippung des Schädels. Die 3-Punkt-Registrierung zeigte eine Gesamtgenauigkeiten-Ratio (GGR) von 1,4/1,5. Die Streckenmessungen waren hier möglich und ergaben in der x-Achse plausible Werte.

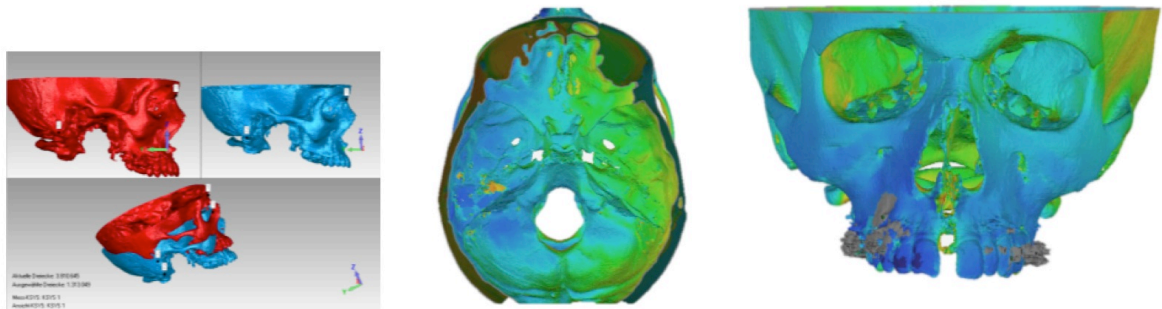


Abb. 51 a-c: Manuelle 3-Punkt-Registrierung:
links: durch das manuelle Definieren von drei anatomischen Punkten, sowohl auf dem Vorher-, als auch auf dem Nachher-Modell, werden die Modelle zueinander ausgerichtet.

Mitte und rechts: Ergebnismodell nach 3D-Vergleich:
Die angezeigten unharmonischen Veränderungen im Bereich der Schädelbasis erfordern einen weiteren Registrierungsschritt um die Genauigkeit zu erhöhen.

Die Registrierung an einem Jochbogen (Abbildung 52) zeigte an der anterioren Schädelbasis ein akzeptables Ergebnis, die Abweichung posterior war immens und beschrieb somit eine starke Kippung des Schädels. Die Registrierung an einem Jochbein wies eine Gesamtgenauigkeiten-Ratio von 2,0/1,9 auf. Die Streckenmessungen ergaben hier keine plausiblen Werte. Sie waren mit der starken Kippung des Schädels und der damit resultierenden asymmetrischen Überlagerung zu begründen.

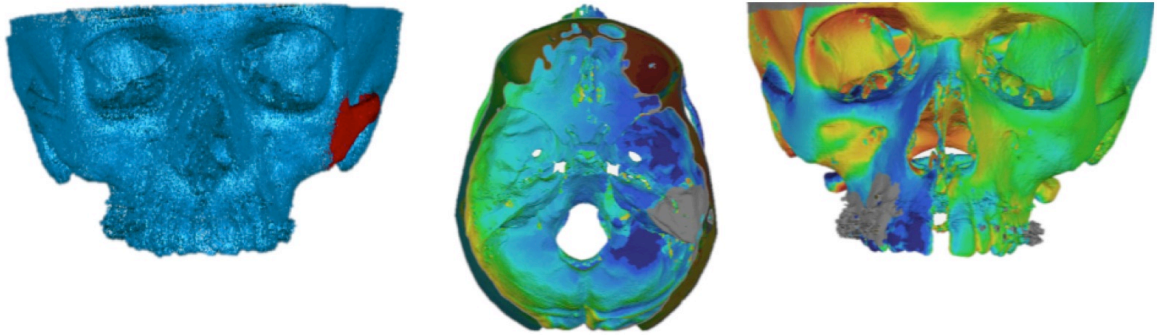


Abb. 52 a-c: Best-Fit-Registrierung am linken Jochbogen (gemäß der Schritte 4-6). Es stellte sich ein unplausibles Ergebnis nach 3D-Vergleich dar. Während sich die linke Seite scheinbar nicht verändert hatte, gab es auf der rechten Seite eine massive Expansion.

Die Registrierung an zwei Jochbögen (Abbildung 53) zeigte an der anterioren Schädelbasis ein sehr gutes Ergebnis, die Abweichung posterior war jedoch deutlich und somit entstand ein starke posteriore Rotation des Schädels (Abbildung 54).

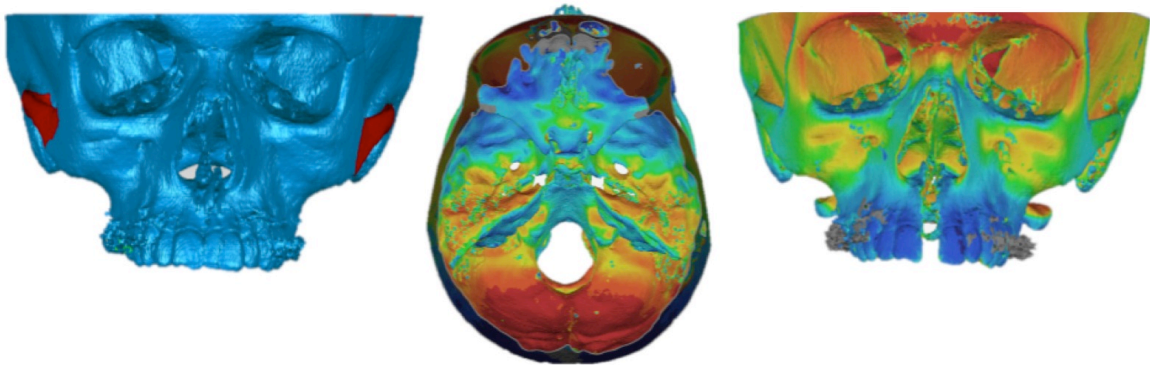


Abb. 53 a-c: Best-Fit-Registrierung an beiden Jochbögen. Die Registrierung an beiden Jochbögen führte zu keiner Verbesserung. An der posterioren Schädelbasis wurde eine massive vertikale Veränderung angezeigt.

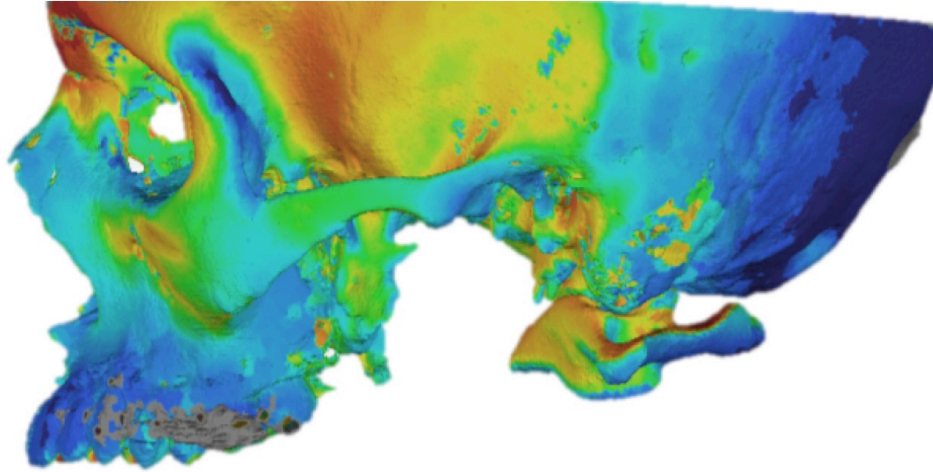


Abb. 54: Ergebnismodelle nach Registrierung an beiden Jochbögen und 3D-Vergleich. Durch die ungeeignete Registrierungsregion wurde eine massive posteriore Rotation simuliert – die Ergebnisse waren unplausibel.

In Abbildung 55 sieht man denselben Patienten einmal an beiden Jochbögen (Abbildung 55 a) und einmal an der anterioren Schädelbasis (Abbildung 55 b) überlagert. Man beobachtet die oben beschriebenen farbkodierten Veränderungen, aber auch die 4 definierten Punkte und die Veränderungen in allen 3 Raumebenen (x, y, z und D = Gesamtverschiebung) nach der Superimposition. Man erkennt sehr starke Unterschiede in der Gesamtverschiebung, was sich in der 2D-Farbskala darstellt. An den vier gewählten Punkten beobachtete man kaum Unterschiede der zwei verschiedenen Registrierungsstrategien in der x- und y- Achse, aber deutliche in der z-Achse.

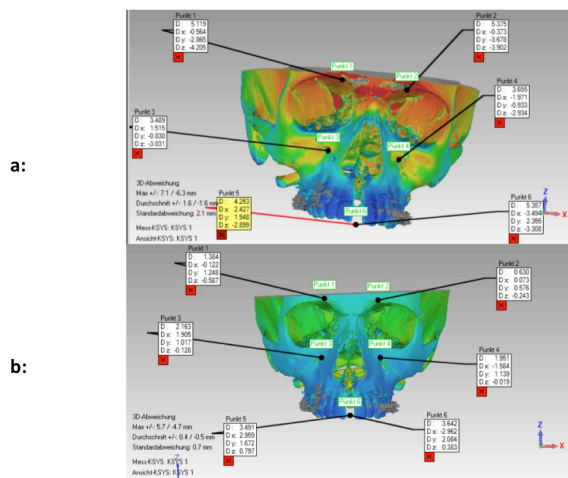


Abb. 55 a und b: Freie Definierbarkeit von Analysepunkten.
 Mit Hilfe der Points-of-Interests konnten einzelne Punkte auf ihre dreidimensionale Veränderung hin überprüft werden.
 a: nach Registrierung an beiden Jochbögen
 b: nach Registrierung an der anterioren Schädelbasis

Die Registrierung an der anterioren Schädelbasis (Abbildung 56) zeigte an der anterioren Schädelbasis das beste Ergebnis. Die Abweichung posterior war trotzdem deutlich erkennbar und folgte aus einer Kippung des Schädels. Die Registrierung an der anterioren Schädelbasis zeigte eine Gesamtgenauigkeiten-Ratio von 0,85/0,9. Die Streckenmessungen waren hier realisierbar und ergaben in allen drei Dimensionen plausible Werte.

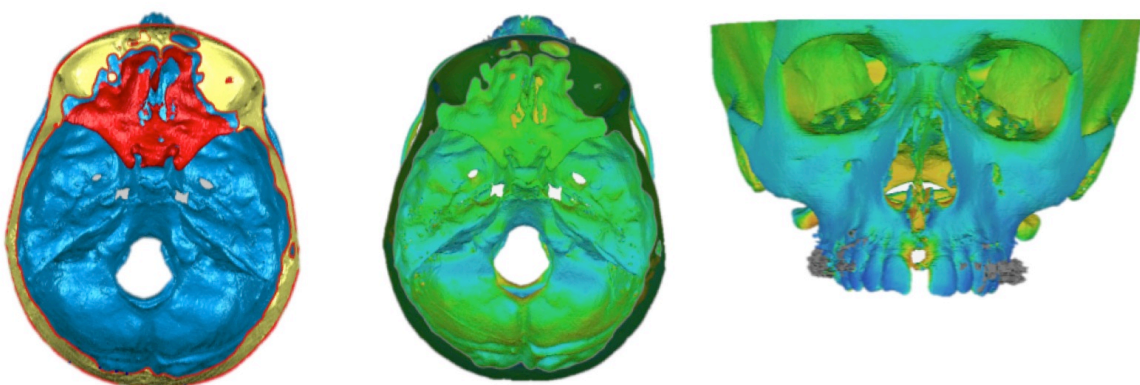


Abb. 56 a-c: Best-Fit-Registrierung an der anterioren Schädelbasis.

Die Registrierung an der anterioren Schädelbasis in Kombination mit dem Foramen magnum (Abbildung 57) zeigte an der anterioren Schädelbasis ebenfalls ein exzellentes Ergebnis, posterior ergab sich hier das beste Resultat und eine Kippung des Schädels unterblieb. Die Registrierung an der anterioren Schädelbasis in Kombination mit dem Foramen magnum wies eine Gesamtgenauigkeiten-Ratio von 0,1/0,1 auf. Die Streckenmessungen waren hier realisierbar und ergaben in allen drei Dimensionen plausible Werte.

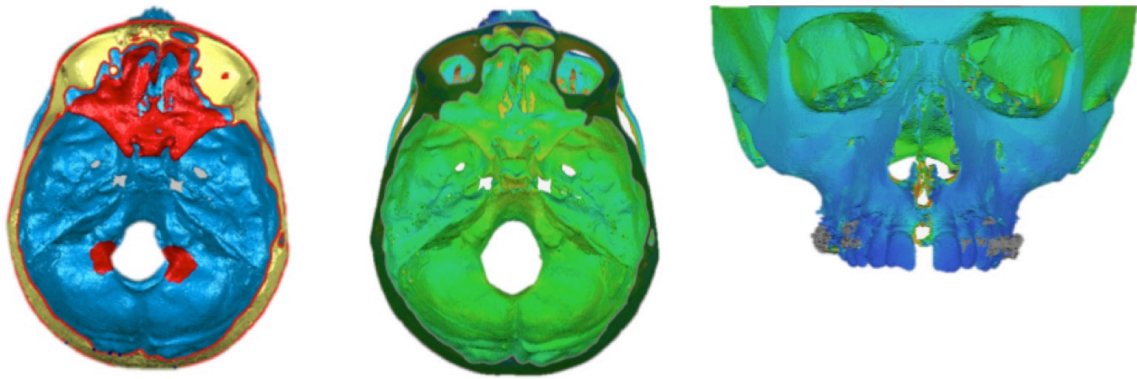


Abb. 57 a-c: Best-Fit-Registrierung an der anterioren Schädelbasis in Kombination mit dem Foramen magnum.

4.2 Untersuchung der Patientenbeispiele 2 und 3

4.2.1 Patientenbeispiel 2

Abbildungen 87 a-l siehe Anhang

Die Registrierung erfolgte am anterioren Randbereich des Foramen magnum mit einer Genauigkeit von 0,23 mm. Die Überlagerung zeigte eine starke Protrusion der Unterkieferfront. Die beiden mittleren Oberkiefer-Inzisivi erschienen aufgrund ihrer durchlaufenen Retrusion rot. Auch war eine expansive Veränderung im Bereich des Jochbeins, der Kondylen und des Ramus mandibulae erkennbar.

4.2.2 Patientenbeispiel 3

Abbildungen 88 a-k siehe Anhang

Die Registrierung erfolgte am anterioren Randbereich des Foramen magnum mit einer Genauigkeit von 0,28 mm. Die Überlagerung zeigte kaum skelettale sondern fast ausschließlich dentale Effekte. Die Zähne 11 und 12 erschienen aufgrund ihrer durchlaufenen Protrusion blau. Die Oberkiefermolaren waren in ihren distalen Bereichen bläulich gefärbt und hatten daher eine Bewegung nach posterior durchlaufen. Die Mandibula hatte nur linksseitig ein Advancement erfahren.

4.3 Untersuchung der Kohortengruppe

Abbildungen 89 a-k siehe Anhang

4.3.1 Registrierung

Der harte Gaumen wurde als Referenzstruktur definiert, weil die relative Molarendistalisation untersucht und Wachstumseffekte möglichst unberücksichtigt bleiben sollten. Da sich dentale Veränderungen am besten an Modellen ohne dargestellten Knochen untersuchen lassen, wurde nach Registrierung der Knochenmodelle die Bewegungsinformation gespeichert und auf die Zahnmodelle übertragen. Diese wurden im Sinne einer 3D-Kephalometrie mit Points-of-interests durchgezeichnet und anschließend ausgewertet. Die Bestimmung der Punkte erfolgte in abgewandelter Form in Anlehnung an die Studie

von Kinzinger et. al. [42], welche die Distalisationseffekte einer Pendulum-Apparatur untersuchte.

Nach Registrierung und Überlagerung wurde anhand der y-Achsen-Werte die Molaren-distalisation quantifiziert und die reziproken Kräfte auf die Prämolaren und Schneidezähne untersucht. Die Y-Achsen-Werte waren für diejenigen Zähne negativ, welche eine distale Bewegung durchlaufen hatten.

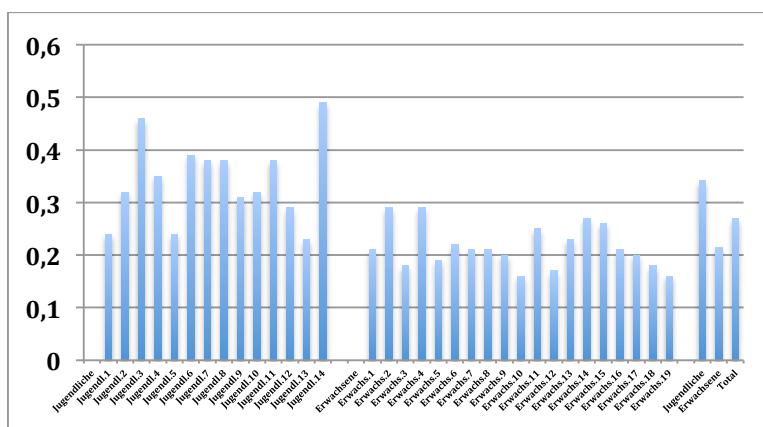


Abb. 58: Genauigkeit der Registrierung am harten Gaumen: die sehr gute Ausrichtungsgenauigkeit der DVT lag durchschnittlich bei 0,27mm (Jugendliche 0,34 mm, Erwachsene 0,22 mm).

4.3.2 Jugendliche

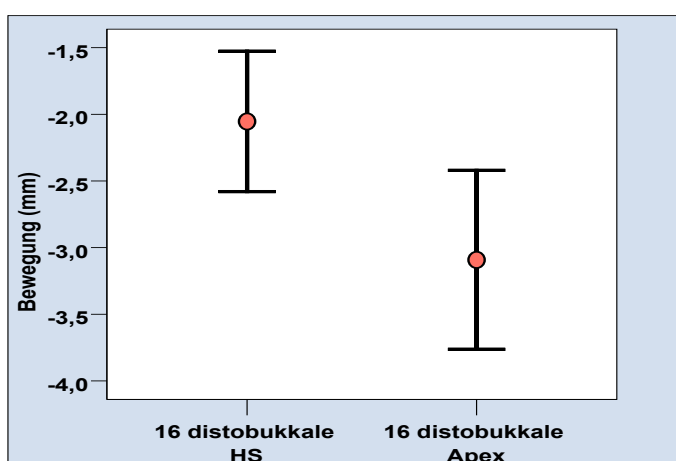


Abb. 59: Bewegungen von 16 bei den Jugendlichen: Während die distobukkale Höckerspitzen eine Distalisation zwischen 1,5 und 2,5 mm (Mittelwert: 2,05mm) durchliefen, fiel die Distalisationbewegung der distobukkale Wurzel im Bereich von 2,5 bis 3,8mm (Mittelwert: 3,09mm) größer aus.

		16 distobukkale HS	16 distobukkale Apex
N	Gültig	14	14
	Fehlend	0	0
Mittelwert		-2,0536	-3,0921
Standardfehler des Mittelwertes		,52612	,67140
Median		-2,6900	-3,4450
Standardabweichung		1,96857	2,51214
Minimum		-4,20	-6,50
Maximum		1,28	1,18
Perzentile	25	-3,9875	-5,3600
	50	-2,6900	-3,4450
	75	-,5950	-,8800

Abb. 60: Bewegungen des Zahnes 16

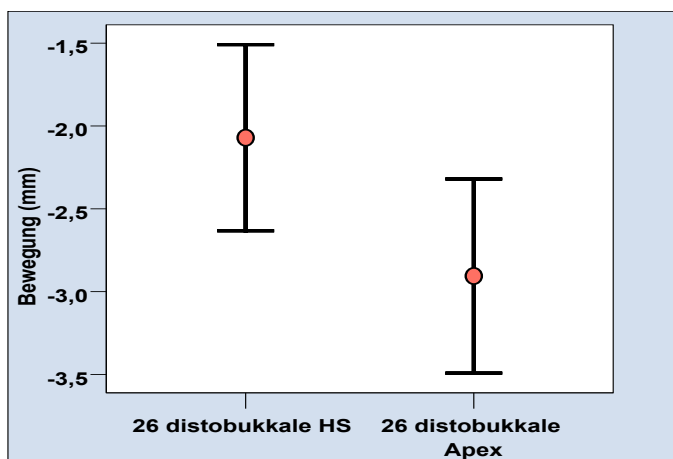


Abb. 61: Bewegungen des Zahnes 26 bei den Jugendlichen: Während die distobukkale Höcker- spitzen eine Distalisation zwischen 1,5 und 2,6 mm (Mittelwert: 2,07mm) durchliefen, fiel die Distalisationbewegung der distobukkale Wurzel im Bereich von 2,4 bis 3,5mm (Mittelwert: 2,91mm) größer aus.

		26 distobukkale HS	26 distobukkale Apex
N	Gültig	14	14
	Fehlend	0	0
Mittelwert		-2,0707	-2,9057
Standardfehler des Mittelwertes		,56190	,58603
Median		-1,7900	-2,5700
Standardabweichung		2,10243	2,19272
Minimum		-6,13	-5,86
Maximum		1,38	,92
Perzentile	25	-3,5625	-5,0875
	50	-1,7900	-2,5700
	75	-,2600	-1,0350

Abb. 62: Bewegungen des Zahnes 26 bei den Jugendlichen

4.3.3 Erwachsene

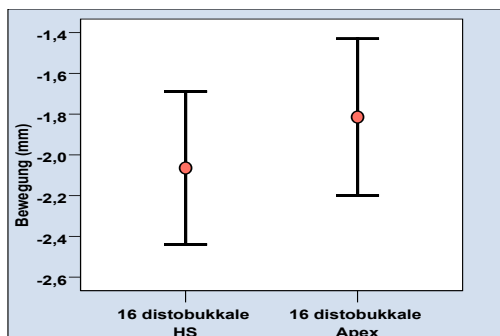


Abb. 63: Bewegungen des Zahnes 16 bei den Erwachsenen: Während die distobukkalen Höcker-
spitzen eine Distalisation zwischen 1,7 und 2,4 mm (Mittelwert: 2,06 mm) durchliefen, fiel die Dista-
lisationbewegung der distobukkalen Wurzel im Bereich von 1,4 bis 2,2 mm (Mittelwert: 1,81 mm)
kleiner aus.

		16 distobukkale HS	16 distobukkaler Apex
N	Gültig	18	18
	Fehlend	0	0
Mittelwert		-2,0644	-1,8144
Standardfehler des Mittelwertes		,37537	,38450
Median		-1,8550	-1,7250
Standardabweichung		1,59258	1,63130
Minimum		-5,96	-5,82
Maximum		,33	,79
Perzentile	25	-2,8725	-2,7125
	50	-1,8550	-1,7250
	75	-1,0025	-,6025

Abbildung 64: Bewegungen des Zahnes 16

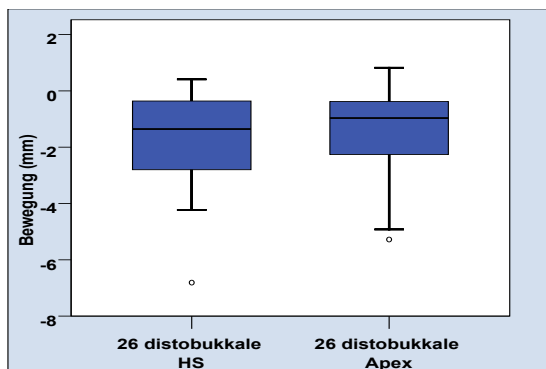


Abbildung 65: Bewegungen des Zahnes 26 bei Erwachsenen: Während die distobukkale Höcker- spitzen eine Distalisation zwischen -0,41 und 4,1 mm (Mittelwert: 1,79 mm) durchliefen, fiel die Distalisationbewegung der distobukkale Wurzel im Bereich von -0,8 bis 5,0 mm (Mittelwert: 1,68 mm) kleiner aus.

		26 distobukkale HS	26 distobukkale Apex
N	Gültig	18	18
	Fehlend	0	0
Mittelwert		-1,7883	-1,6822
Median		-1,3550	-,9650
Standardabweichung		1,91351	1,79173
Minimum		-6,81	-5,28
Maximum		,41	,82
Perzentile	25	-3,0800	-2,4250
	50	-1,3550	-,9650
	75	-,3575	-,3775

Abbildung 66: Bewegungen des Zahnes 26.

4.3.4 Vergleich Jugendliche/Erwachsene

Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Median	Minimum	Maximum	N
Jugendliche	-2,0536	1,96857	,52612	-2,6900	-4,20	1,28	14
Erwachsene	-2,0644	1,59258	,37537	-1,8550	-5,96	,33	18
Insgesamt	-2,0597	1,73667	,30700	-1,9350	-5,96	1,28	32

Abb. 67: Die Bewegung der distobukkalen Höckerspitze des Zahnes 16 fiel bei Jugendlichen und Erwachsenen ähnlich groß aus.

Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Median	Minimum	Maximum	N
Jugendliche	-3,0921	2,51214	,67140	-3,4450	-6,50	1,18	14
Erwachsene	-1,8144	1,63130	,38450	-1,7250	-5,82	,79	18
Insgesamt	-2,3734	2,12615	,37585	-2,0250	-6,50	1,18	32

Abb. 68: Die Bewegung am distobukkale Apex des Zahnes 16 fiel bei den Jugendlichen größer als bei den Erwachsenen aus.

Gruppe	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum	N
Jugendliche	-2,0707	2,10243	-1,7900	-6,13	1,38	14
Erwachsene	-1,7883	1,91351	-1,3550	-6,81	,41	18
Insgesamt	-1,9119	1,97023	-1,3550	-6,81	1,38	32

Abb. 69: Die Bewegung der distobukkalen Höckerspitze des Zahnes 26 fiel bei Jugendlichen und Erwachsenen ähnlich groß aus.

Gruppe	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum	N
Jugendliche	-2,9057	2,19272	-2,5700	-5,86	,92	14
Erwachsene	-1,6822	1,79173	-,9650	-5,28	,82	18
Insgesamt	-2,2175	2,03888	-1,6100	-5,86	,92	32

Abb. 70: Die Bewegung am distobukkalen Apex des Zahnes 26 fiel bei den Jugendlichen größer als bei den Erwachsenen aus.

4.3.5 Reziproke Wirkung auf die Schneidezähne

Jugendliche:

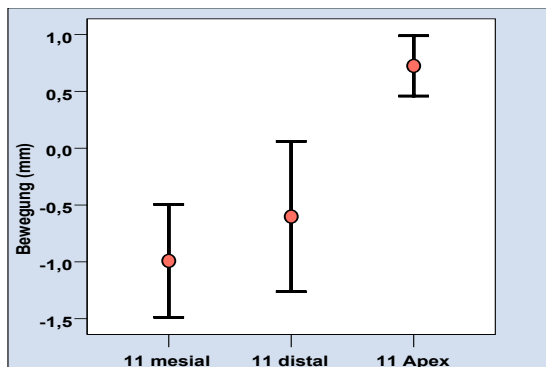


Abb. 71: Während der Zahn 11 koronal leicht nach distal verschoben wurde, lief die apikale Bewegung in die Gegenrichtung.

		11 mesial	11 distal	11 Apex
N	Gültig	14	14	14
	Fehlend	0	0	0
Mittelwert		-,9914	-,6014	,7243
Standardfehler des Mittelwertes		,49643	,66135	,26528
Median		-,6450	-,6850	,8100
Standardabweichung		1,85747	2,47456	,99259
Minimum		-4,40	-4,46	-1,44
Maximum		2,20	6,10	2,10
Perzentile	25	-2,7700	-2,1775	,1250
	50	-,6450	-,6850	,8100
	75	,6100	,3350	1,4725

Abb. 72: Bewegung des Zahnes 11.

	Signifikanz
Faktor1	,003

Abb. 73: Allgemeines lineares Modell mit Messwiederholungen (Vergleich der 3 Messwerte).

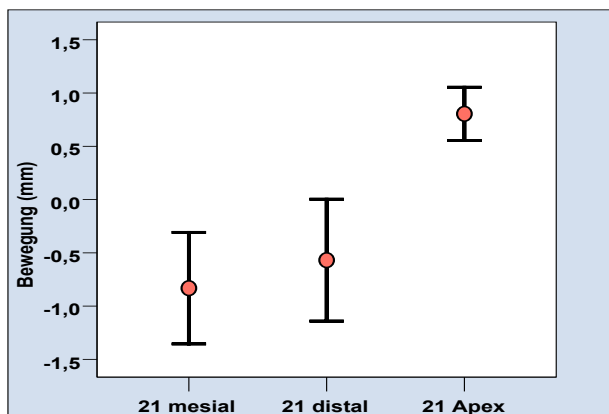


Abb. 74: Während der Zahn 21 koronal leicht nach distal verschoben wurde lief die apikale Bewegung in die Gegenrichtung.

		21 mesial	21 distal	21 Apex
N	Gültig	14	14	14
	Fehlend	0	0	0
Mittelwert		-,8314	-,5686	,8050
Standardfehler des Mittelwertes		,52341	,57221	,24952
Median		-,1200	,2700	,7550
Standardabweichung		1,95841	2,14101	,93363
Minimum		-4,56	-4,64	-,86
Maximum		2,16	1,73	2,43
Perzentile	25	-2,4775	-2,1375	,3375
	50	-,1200	,2700	,7550
	75	,7225	1,1225	1,3200

Abb. 75: Bewegung des Zahnes 21

	Signifikanz
Faktor1	,005

Abb. 76: Allgemeines lineares Modell mit Messwiederholungen

Erwachsene:

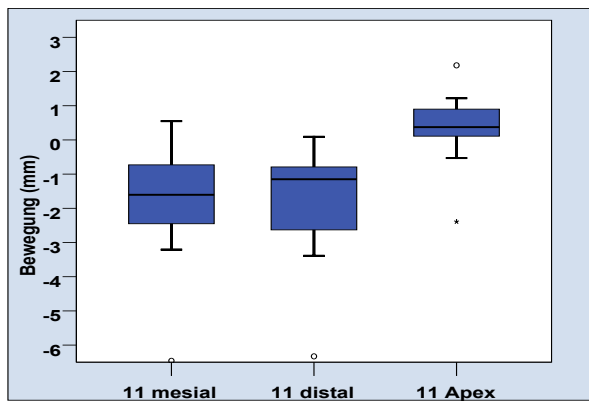


Abb. 77: Der Zahn 11 durchlief während der Behandlung eine Distalbewegung (koronal größer als apikal).

		11 mesial	11 distal	11 Apex
N	Gültig	18	18	18
	Fehlend	0	0	0
Mittelwert		-1,7994	-1,7406	,3594
Median		-1,6050	-1,1500	,3750
Standardabweichung		1,58459	1,54151	,94120
Minimum		-6,46	-6,33	-2,39
Maximum		,55	,09	2,18
Perzentile	25	-2,5825	-2,6350	,0375
	50	-1,6050	-1,1500	,3750
	75	-,7275	-,7250	,9150

Abb. 78: Bewegung des Zahnes 11.

N	18
Asymptotische Signifikanz	,000

Abb. 79: Friedman-Test (Vergleich der 3 Messwerte)

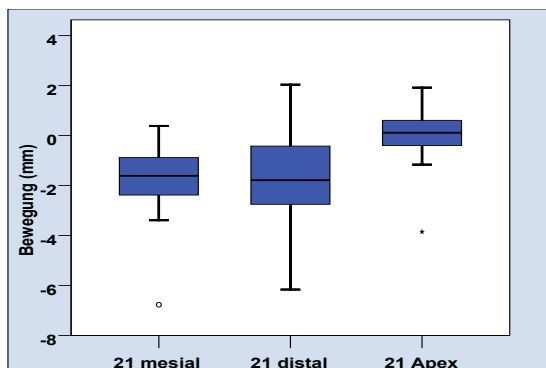


Abb. 80: Der Zahn 21 durchlief während der Behandlung eine Distalbewegung (koronal größer als apikal).

		21 mesial	21 distal	21 Apex
N	Gültig	18	18	18
	Fehlend	0	0	0
Mittelwert		-1,8139	-1,7400	-,0261
Median		-1,6100	-1,7850	,1150
Standardabweichung		1,64226	1,85752	1,17421
Minimum		-6,77	-6,16	-3,85
Maximum		,39	2,04	1,92
Perzentile	25	-2,4350	-2,7900	-,4200
	50	-1,6100	-1,7850	,1150
	75	-,8700	-,4000	,6400

Abb. 81: Bewegung des Zahnes 21

N	18
Asymptotische Signifikanz	,006

Abb. 82: Friedman-Test

5 Diskussion

5.1 Validierung der Methode

5.1.1 Einfluss des Operators

Der Operator hatte insofern Einfluss auf das Ergebnis, da er zum einen die Feature-Punkte setzte und auch über die Wahl der Points-of-interests einen Einfluss auf die Auswertung der Registrierungsgenauigkeit hatte.

Zwischen beiden Operatoren zeigten sich keine deutlichen Unterschiede hinsichtlich der Genauigkeit. Der Zeitaufwand für eine vollständige Analyse betrug in dieser Studie im Durchschnitt operatorabhängig 25-30 Minuten und bewegte sich damit im Vergleich zu bisherigen Publikationen im unteren Bereich. Die Zeit, die für eine komplette Registrierung mit anschließender Überlagerung benötigt wurde, stand in Zusammenhang zu dem Erfahrungsschatz und den computertechnischen Fähigkeiten des Anwenders.

5.1.2 Einfluss der Registrierungsregionen auf das Ergebnis

Die Auswahl der Registrierungsregionen hatte einen erheblichen Einfluss auf die Ergebnisse. Während die manuelle Registrierung und die Best-Fit-Ausrichtungen an einem und beiden Jochbeinen zu unplausiblen Ergebnissen führten, zeigten die Ausrichtungen nur an der anterioren Schädelbasis und der anterioren Schädelbasis in Kombination mit dem Foramen magnum plausible und reproduzierbare Ergebnisse.

Es kann grundsätzlich davon ausgegangen werden, dass solch eine Struktur als idealer Registrierungspunkt gilt, die sich im Laufe der Behandlung nicht verändert. Da schon die Studien von Björk zeigten, dass die anteriore Schädelbasis als eine wachstumsstabile Struktur anzusehen ist, stellt sich die Frage, warum die Registrierung alleine an der anterioren Schädelbasis nicht die genaueste Ausrichtung ermöglichte. Zum einen steigt die Ungenauigkeit einer Registrierung mit steigender Entfernung von dem Registrierungsbe- reich. Da die posteriore relativ weit von der anterioren Schädelbasis entfernt ist, steigt auch die Fehlerwahrscheinlichkeit nach posterior hin an.

Das Hinzunehmen eines posterioren Referenzpunktes konnte die Ausrichtungsqualität deswegen verbessern, weil dies eine posteriore Rotation minimierte.

Die Jochbögen als Registrierungsstruktur zeigten keine sinnhaften Ergebnisse, weil die Hybrid-GNE einen expansiven Effekt auch auf beide Jochbögen hatte und diese damit keineswegs lagestabil waren.

5.2 Untersuchung der Patientenbeispiele

In der Arbeit wurden neben einer Behandlung mittels Hybrid-Hyrax (Patientenfall 1), einer Behandlung mit einer festsitzenden Klasse II-Apparatur (Patientenfall 2) und einer Multibracketapparatur mit nur linksseitigem Herbst-Derivat (Patientenfall 3) auch eine Kohortengruppe (skelettal verankerte Distalisation) untersucht.

Dafür wurden nicht nur CT, sondern auch DVT analog der beschriebenen Methode registriert und überlagert. In der Literatur sind zu diesen Behandlungsaufgaben noch keine 3D-Vergleichsstudien angelegt.

Die Ergebnisse aus Patientenbeispiel 2 zeigten, dass das Herbst-Scharnier vor allem dentale Effekte aufzuweisen scheint. Neben der Protrusion der Unterkiefer-Front und einer Retrusion der Oberkiefer-Front zeigten sich Veränderungen vor allem im Bereich der Jochbeine und des Unterkieferastes, welche vermutlich durch Wachstumsprozesse begründet sind. Die bukkale Knochenlamelle erscheint auf dem post-DVT stark ausgedünnt. Die dentalen Effekte der Herbst-Apparaturen wurden mit zweidimensionalen Röntgenaufnahmen bereits untersucht [28], die dreidimensionale Überlagerungstechnik gibt dem Anwender nun die Möglichkeit, diese schon beschriebenen Effekte genauer zu beurteilen.

In Patientenbeispiel 3 wurde eine Behandlung untersucht, die mit Hilfe einer Multibracketapparatur und einem linksseitigen Herbst-Derivat durchgeführt wurde. Es zeigten sich vor allem dentale Veränderungen und ein asymmetrisches linksseitiges Advancement der Mandibula. Ähnlich wie in Beispiel 2 waren auch hier vor allem dentale Effekte zu verzeichnen.

In Patientenbeispiel 4 wurde eine Kohortengruppe untersucht, bei der die oberen ersten Molaren distalisiert wurden. Vor allem mit Hilfe des Feature-Tools lassen sich hier Aussagen hinsichtlich des Ausmaßes der durchlaufenen Veränderung treffen. Kinzinger et al. zeigten anhand einer FRS-Studie mit 50 Kindern und Jugendlichen, dass die Distalisations-Effekte von dental verankerten Pendulum-Apparaturen auf den Molarenbereich im Bereich von $2,8 \pm 1,58$ mm (Mittelwert: 2,98 mm) [42] lagen. In der hier untersuchten

Kohortengruppe war die Distalisationsbewegung im Vergleich etwas geringer: im Mittel mit 2,06 mm (Zahn 16) bis 1,91 mm (Zahn 26) im Bereich der Höckerspitzen und 2,37 mm (Zahn 16) bis 2,22 mm (Zahn 26) im Bereich der Apices.

Die reziproken Kräfte auf die Schneidezähne wurden ebenfalls von Kinzinger et al. untersucht: er stellte eine durchschnittliche Schneidezahnprotrusion von $1,06 \pm 1,03$ mm fest. In der hier untersuchten Kohortengruppe waren die Effekte auf die Schneidezähne unterschiedlich. Während sowohl bei den Jugendlichen als auch bei den Erwachsenen die Inzisalkanten der Zähne 11 und 21 retrudiert wurden, ergab sich auf die Apices in beiden Gruppen ein leicht protrusiver Effekt (Jugendliche: Zahn 11- 0,72 mm; Zahn 21- 0,8mm; Erwachsene: Zahn 11- 0,36 mm). In der Erwachsenengruppe hatte der Zahn 21 mit einer Veränderung von (-) 0,03 mm sogar im Durchschnitt eine geringe Retrusion erfahren.

Im Unterschied zu der dentalen Verankerung in der Studie bei Kinzinger et al. wurde bei den Patienten in dieser Kohortenstudie eine skelettale Verankerung über den Gaumen gewählt. Die geringeren Protrusionseffekte auf die anteriore Dentition konnten mit Hilfe der vorgestellten Methode nachgewiesen werden.

5.3 Strahlenbelastung und Field-of-view

In dieser Studie wurden sowohl CT als auch DVT analysiert. Auch waren die Datensätze hinsichtlich ihrer Field-of-views unterschiedlich.

Strahlenschutz und Field-of-View wurden in der Literatur bereits ausführlich untersucht und beschrieben. Bei jeder Anwendung von Strahlung am Menschen steht der Schutz der körperlichen Unversehrtheit des Patienten an erster Stelle. Hierbei gilt es einerseits, die belastende Strahlendosis – d. h. die Aufnahme ionisierender Strahlung durch die Gewebe des menschlichen Körpers - für den Patienten so niedrig wie möglich zu halten (ALARA-Prinzip = „As Low As Reasonably Achievable“) und andererseits einen maximalen diagnostischen Erkenntnisgewinn zu erlangen. Die Risiken und der Nutzen der Computer-Tomographie sind daher im direkten Vergleich zu anderen, auch konventionellen, bildgebenden Verfahren auf ihr spezifisches klinisches Ziel verantwortungsvoll abzuwägen [84].

Im Vergleich zu geläufigen computertomografischen Anwendungen im Bereich der maxillofazialen Chirurgie wird die DVT als strahlenarmes Verfahren bezeichnet [52]. Die effektive Dosis einer DVT bleibt weit unter derer von klinischen Mehrschicht-CT (MSCT) [50]. Die Dosisbelastung des Patienten ist untrennbar mit dem untersuchten Körpervolumen (FOV=Field Of View) korreliert: Je kleiner das untersuchte Volumen, desto geringer die Dosisbelastung des Patienten ([51], [61]).

Diese Tatsache kann aber mit der Absicht interferieren, die (anteriore) Schädelbasis - beispielsweise beim wachsenden Patienten - als stabile Referenzstruktur zu wählen. Während die Schädelbasis im Alter von etwa 11 Jahren schon relativ früh ihr Wachstum beendet hat und somit als solide Referenzstruktur zur Verfügung steht, können Maxilla und Mandibula als wachsende anatomische Strukturen sich noch bis zum 20. Lebensjahr in ihrer Größe verändern ([8], [16]) und so als ungeeignete Referenzstrukturen ausgeschlossen werden. Gleiches gilt für solche anatomische Strukturen, die durch eine chirurgische Intervention in ihrer Morphologie verändert werden [45]. Fällt die Entscheidung zugunsten einer Verkleinerung des betrachteten Volumens (FOV), bei dem die anteriore Schädelbasis außerhalb dessen Grenzen lokalisiert ist, muss eine alternative Referenzstruktur gewählt werden.

Hierzu untersuchten Nada et al. [57] vergleichend die Überlagerung von 16 prä- und postoperativen DVT von Dygnathiechirurgie-Patienten an der anterioren Schädelbasis sowie am linken Arcus zygomaticus. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass der Arcus zygomaticus als stabile Referenzstruktur zur Registrierung von Datensätzen bei einem kleineren FOV geeignet ist. Wird das Jochbein therapeutisch verändert, wie in Patientenbeispiel 1 oder bei der knochenverankerten maxillären Protraktion ([20], [32]), scheint die Verwendung dieser anatomischen Struktur jedoch nicht sinnvoll zu sein.

Als eine weitere stabile Referenzstruktur wird in der Literatur der Bereich um das Foramen magnum genannt [23] und bei uns für die Registrierung in den Patientenbeispielen 2 und 3 gewählt. Die Ergebnisse aus diesen beiden Beispielen zeigen, dass in Situationen, in denen das FOV sehr begrenzt ist, diese Struktur zur Ausrichtung genutzt werden kann.

In dieser Studie wurde erstmals Ausrichtungen an mehreren „Fields-of-Interest“ durchgeführt und miteinander verglichen. Die Auswertung von Patientenbeispiel 1 zeigte, dass die Registrierung an der anterioren Schädelbasis und dem Foramen magnum präzise Ergebnisse ergab und daher beim Erwachsenen als „Goldstandard“ bezeichnet werden kann.

Da jede Röntgenaufnahme einer rechtfertigenden Indikation durch den Arzt bedarf sollte bedacht werden, dass ein stark beschnittenes FOV im schlimmsten Fall die Neuanfertigung einer Aufnahme notwendig werden lassen kann. Werden zwei Datensätze miteinander verglichen, können die Modelle stets nur an solchen Strukturen registriert werden, welche auf beiden Modellen abgebildet sind. Auch ist bei der Anfertigung einer CT oder einer DVT auf die patientenindividuelle Anatomie Rücksicht zu nehmen.

So können Metallartefakte den diagnostischen Wert einer Aufnahme stark einschränken bzw. die Auswertung in Bezug auf eine bestimmte Fragestellung zunichte machen. Können metallische Elemente problemlos für die radiologische Untersuchung entfernt werden, sollte der Aufwand dafür mit dem Nutzen für die resultierende Bildqualität kritisch abgewogen werden. Die nachträgliche Entfernung metallischer Artefakte ist aufgrund ihres hohen Aufwandes nur in Ausnahmefällen heranzuziehen.

5.4 Vor-und Nachteile von Polygonmodellen

In dieser Studie wurden DICOM-Datensätze mit dem Programm OsiriX in STL-Polygonmodelle ([37], [38], [75], [86]), umgewandelt, zueinander registriert und anschließend überlagert. Die Ergebnisse zeigen, dass solche Polygonmodelle eine Möglichkeit darstellen, um dreidimensionale Datensätze zu vergleichen.

In der Literatur wurden bisher andere Überlagerungsstrategien eingesetzt. Unter den vorgestellten Methoden nutzten einzig Tai et al. ebenfalls eine vorherige Umwandlung von DICOM-Datensätzen in Polygonmodelle. Sie zeigten in ihrer Studie [83], dass die Interkonversion der Dateiformate DICOM in STL, unabhängig von der dafür eingesetzten Software, hoch dimensionsstabil ist. Für die Überlagerung nutzten sie jedoch nicht

das STL-Format, sondern mussten die Modelle zunächst in das MGF-Format (Mascot-generic-Format) exportieren.

Als nachteilig ist anzusehen, dass in Polygonmodellen im Gegensatz zu Voxel-Modellen keine Grauwert-Informationen gespeichert sind. Daher kann nur vor der Umwandlung der DICOM-Ausgangsdaten der gewünschte HU-Analysebereich definiert werden. Aussagen beispielsweise über die Veränderung der Knochendichte sind folglich alleinig mit Polygonmodellen nur schwer vorzunehmen.

Für die Registrierung und Überlagerung der Modelle wurde in dieser Studie Geomagic Qualify 2012 benutzt. Diese Software, welche aus der Industrie stammt und einen Soll-Ist-Vergleich von Polygonmodellen ermöglicht, wurde auch in der medizinischen Wissenschaft zum Vergleich von Gipsmodellen [74] und dreidimensionalen Gesichtsaufnahmen [49], zum Herstellen von 3D-Modellen des Schädels [88] und zum Herstellen individueller Bohrschablonen [71] genutzt. Zur 3D-Evaluierung von radiologischen Aufnahmen des Schädels gibt es zu diesem Programm noch keine Publikationen. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass das Programm eine solche Analyse ermöglicht.

5.5 Qualität der Methode im Vergleich zu bisherigen Methoden

5.5.1 Plausibilität der Überlagerung

Die Ergebnisse zeigen, dass sämtliche Messungen an 3D-Datensätzen, die Therapie oder Wachstumseinflüsse dokumentieren, am besten an überlagerten Schädeln durchgeführt werden und alle Raumebenen Berücksichtigung finden sollten, was auch schon Björk in seinen Implantatstudien versuchte ([10], [11]).

Als Beispiel sei Abbildung 83 angeführt.

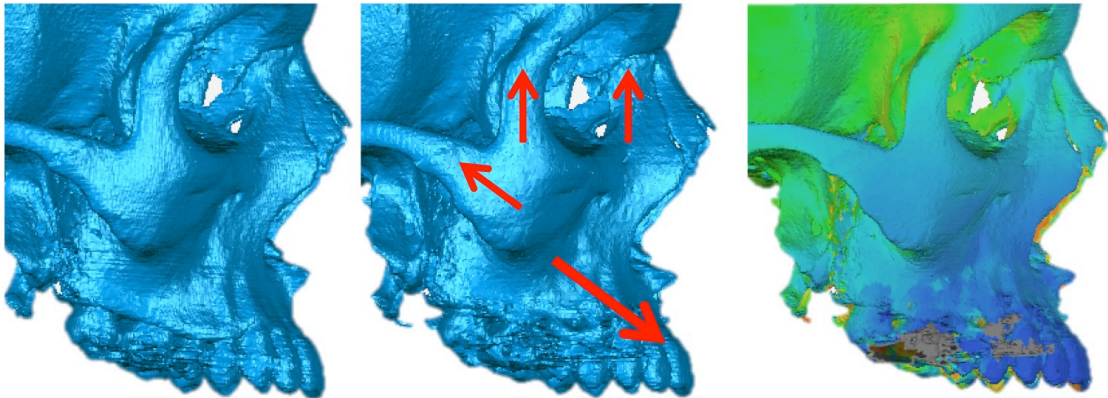


Abb. 83 a-c: Seitenansicht des Vorher-, Nachher- und Ergebnismodells. Die Suturen am Jochbein und Nasenbein bei der anterior/kaudalen Bewegung der Maxilla wurden gestaucht und es kam somit zu einem Druck auf das Frontalbein.

Man sieht, dass durch die Wirkung der Hybrid-Hyrax sowohl das Mittelgesicht als auch in kleinerem Umfang das Frontalbein beeinflusst werden, was überraschend und unlogisch erscheint. Bei Betrachtung der Vorher- und Nachher-CT ist aber ersichtlich, dass die Suturen an Joch- und Nasenbein bei der antero-kaudalen Bewegung der Maxilla gestaucht werden und somit eine Kompression des Frontalbeins in Richtung Mastoid vermutet werden muss.

5.5.2 Genauigkeit der Registrierung

Die Genauigkeit der Registrierungen im Bereich der Registrierungsstruktur selbst betrug in dieser Untersuchung zwischen 0,69 und 0,09 mm und lag damit im unteren Bereich. Dabei kam der eher ungünstige Wert von 0,69 mm bei der Registrierung an beiden Jochbögen dadurch zustande, dass diese durch die Therapie in ihrer topographischen Lage zueinander bereits verändert worden waren. Die Genauigkeit der Registrierung an der anterioren Schädelbasis (alleine und in Kombination mit dem Foramen magnum) lag zwischen 0,05 und 0,10 mm. Dies war hochpräzise, wenn man bedenkt, dass die Schichtstärke der CT 0,3 mm betrug und somit schon durch die Schichtstärke ein maximaler Fehler von fast 0,6 mm möglich gewesen wäre.

Die Genauigkeit bei der Registrierung dreidimensionaler Modelle variierte in diversen anderen Studien ([21], [32], [34], [45], [57]) zwischen 0,12 und 1,5 mm. Die in dieser Arbeit vorgestellte Methode erlaubte somit eine hochpräzise Ausrichtung, solange die Re-

ferenzstrukturen im Laufe der Behandlung lagestabil geblieben sind. Unter Annahme der Tatsache, dass sich die Auflösung von CT und DVT in Zukunft fortwährend erhöht, kann vermutet werden, dass sich dadurch auch die Genauigkeit der Registrierungen weiter verbessern lassen wird.

5.5.3 Qualität der 3D-Analyse

Mit der in dieser Arbeit beschriebenen Möglichkeit, Points-of-Interest (sowohl über das Anmerkungs-Tool als auch über das Feature-Tool) zu definieren, können Lageveränderungen von Strukturen in allen drei Raumebenen (x-, y- und z-Achse) zueinander analysiert werden. Somit können in den überlagerten Objekten Messungen durchgeführt und wachstums- und therapiebedingte Veränderungen in Bezug zur Schädelbasis in alle drei Dimensionen valide und zeitsparend gemessen werden.

Eine Möglichkeit für eine solche dreidimensionale Analyse wurde bisher noch nicht beschrieben - die Richtung der Veränderung und somit die Qualität der Veränderung konnte bisher nur über die semitransparente Überlagerung festgestellt und damit abgeschätzt werden ([2], [15], [16]).

Auch zeigten die Ergebnisse dieser Studie, dass es unerheblich ist, aus welchem Ursprungsdatensatz die Polygonmodelle erstellt wurden, sowohl CT als auch DVT ließen sich untersuchen.

Grundlage der vorgestellten Methode ist die Umwandlung von DICOM-Daten in das STL-Format - daher stellt sich die Frage, ob dieser Exportprozess fehleranfällig ist. Da der Anwender die Möglichkeit hat, durch die Definition der Hounsfield-Werte die Oberfläche der Polygonmodelle entsprechend seiner Fragestellung anzupassen, ist dies sehr unwahrscheinlich, solange sowohl im Ausgangs- als auch im Ergebnismodell die gleichen HU-Werte definiert werden.

Sowohl der Auswahlbereich der HU-Werte in unserer Studie (300-350 HU) als auch die Schichtstärke von 0,3 – 0,6 mm in den untersuchten CT waren vergleichbar mit den vorgeschlagenen Werten von Eggers et al., der mit seiner Studiengruppe die idealen Ein-

stellungen zur Herstellung von virtuellen menschlichen Schädelmodellen untersuchte [22].

5.6 Vor-und Nachteile einer 3D-Überlagerung

Eine 3D-Überlagerung (von CT oder DVT) bedarf immer zweier Datensätze, die mit einer Strahlenbelastung für den Patienten einhergehen. Eine solche Strahlenbelastung sollte nicht leichtfertig akzeptiert, sondern sorgfältig abgewogen werden. Wenn aber korrespondierende Datensätze vorhanden sind, lassen sich die Aussagemöglichkeiten zu herkömmlichen Auswertungen mit linearen Messungen deutlich erweitern.

Die Ergebnisse der Patientenbeispiele 2-3 und der Kohortenstudie zeigen, dass die vorgestellte Methode verschiedene klinische Situationen abbilden und präzise auswerten kann. So wurde in Patientenbeispiel 2 die Fenestrierung der bukkalen Knochenlamelle der Unterkiefer-Schneidezähne, in Beispiel 3 die asymmetrische Wirkung des einseitigen Herbst-Derivats und in der Kohortengruppe die verminderten reziproken Effekte auf die anterioren Zähne deutlich. Da die Qualität der Analyse nur durch die Auflösung der verwendeten Aufnahmen begrenzt ist, zeigt sie eine sehr hohe Präzision. Im Vergleich zu der herkömmlichen zweidimensionalen Kephalemetrie zeigt die 3D-Kephalemetrie eine höhere Genauigkeit [62].

5.7 Mögliche Fehlerquellen

Bei der vorgestellten Methode können an vier verschiedenen Zeitpunkten technische und/oder methodische Fehler auftreten (Abbildung 84).

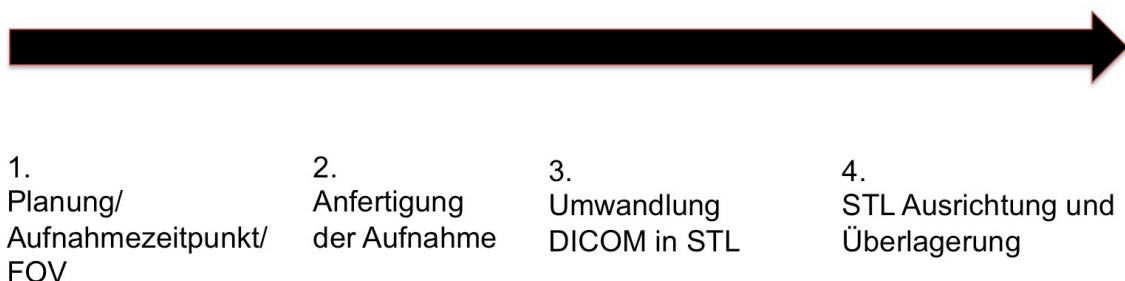


Abb. 84: Mögliche Fehlerzeitpunkte bei der vorgestellten Methodik.

5.7.1 Fehler zu Zeitpunkt 1

Waren die Ursprungsmodelle zu sehr beschnitten - entweder aufgrund eines zu kleinen Field-of-Views oder eines ungeeigneten Auswahlbereiches (anstatt einer kranialen Expansion mit Darstellung der Schädelbasis wurde die Aufnahme nach kaudal expandiert und der Halsbereich aufgenommen) - gab es keine Möglichkeit, eine stabile Registrierung durchzuführen. Lagen die Prä- und Post-Aufnahme zeitlich weit voneinander entfernt (möglicherweise bei einem noch im Wachstum befindlichen Patienten) und waren keine wachstumsstabilen Strukturen auf beiden Aufnahmen abgebildet, wurde eine dreidimensionale Analyse ebenfalls unmöglich gemacht.

5.7.2 Fehler zu Zeitpunkt 2

Bei jeder röntgenologischen Aufnahme besteht die Gefahr von Bewegungsartefakten, die durch eine (ungewünschte) Patientenbewegung während der Aufnahme entstehen. Da CT und DVT heutzutage eine relativ kurze Expositionsdauer aufweisen (bei den Aufnahmen in dieser Studie 2 Sekunden), ist ein Bewegungsartefakt eher unwahrscheinlich und würde erkannt werden.

Die Genauigkeit der Überlagerung ist zwangsläufig durch die Genauigkeit der Ursprungsdatensätze bedingt. Hat ein Datensatz z.B. durch eine hohe Schichtdicke eine niedrige Auflösung, kann das Ergebnis höchstens so hoch aufgelöst sein wie dieser Ursprungsdatensatz. Auch wenn dann eine nachfolgende 3D-Überlagerung „schöne Bilder“ liefert, ist der Vorgang höchst kritisch zu beurteilen. Da zum einen die Auflösung extrem heruntergesetzt ist und zum anderen Strukturen, die für den Behandler von Interesse sind, nicht im Aufnahmebereich sind, haben diese Aufnahmen einen sehr eingeschränkten klinischen und wissenschaftlichen Nutzen, erfüllen kaum die rechtfertigende ärztliche Indikation und stellen eher eine unnötige Strahlenbelastung für den Patienten dar.

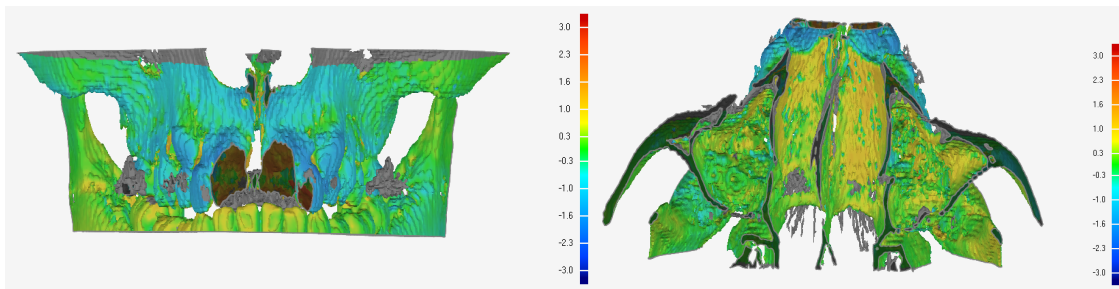


Abb. 85 (links) und 86 (rechts): Die Schichtstärke lag in diesem Beispiel (DVT vor und nach fächerförmiger GNE) bei 2,0 mm. Auch lagen die oberen Schneidezähne im Nachher-Datensatz nicht im Field-of-View und konnten daher in Bezug auf ihre Lageveränderung nicht analysiert werden. Eine solche Aufnahme ist aus Gründen des Strahlenschutzes höchst kritisch zu beurteilen.

5.7.3 Fehler zu Zeitpunkt 3

Eine weitere mögliche Fehlerquelle bei der Umwandlung von DICOM-Daten in STL-Modelle ist die Notwendigkeit, dass der Anwender einen Threshold-Bereich definieren muss, ab dem die Voxel in Polygone exportiert werden. Wird dieser Bereich zu niedrig gewählt, beinhaltet das Modell unerwünschte Strukturen niedrigeren Thresholds. Ist dieser Bereich zu hoch gewählt, erscheint das Knochenmodell „zerlöchert“. Problematisch ist außerdem der Umstand, dass nur CT eine kalibrierte Hounsfield-Unit haben. DVT können Strukturen gleicher Knochendichte mit einem leicht unterschiedlichen Threshold belegen. Da der Toleranzbereich für ein dargestelltes Polygonmodell relativ groß ist (zwischen einer HU von 200 und 500 erscheint der abgebildete Knochen gleich dicht und homogen, nur die Metallartefakte variieren), ist die aufgeführte Problematik eher theoretischer Natur. Auch die Dimensionsstabilität, die bei der Konversion von einem DICOM- in einen STL-Datensatz sehr hoch ist, wurde bereits von Tai et al. untersucht und publiziert [83].

5.7.4 Fehler zu Zeitpunkt 4

Eine weitere mögliche Fehlerquelle liegt in der Notwendigkeit, Registrierungsbereiche manuell selektieren zu müssen. Werden zwei grob unterschiedliche Bereiche ausgewählt, ist die Registrierung ungenau und irreführend. Da mit der vorgestellten Methode beide Anwender jedoch zu gleichen Ergebnissen kamen, ist auch diese Fehlerquelle nebensächlich.

Grundsätzlich ist die Aussage, eine Registrierung sei mit hoher Genauigkeit durchgeführt worden, kritisch zu hinterfragen. Zeigt eine Registrierung eine hohe Genauigkeit, bedeutet dies nicht zwangsläufig, dass die Registrierung präzise war. Wurde die Registrierung nämlich anhand einer „Overall-Best-Fit“-Registrierung (beide Modelle als Ganzes werden zueinander so gut wie möglich ausgerichtet), wurden auch die sich verändernden Bereiche bei der Ausrichtung berücksichtigt. Eine hohe Genauigkeit täuscht in diesem Fall eine hohe Präzision vor, die so nicht vorhanden sein kann. Da sich die Methode einer semiautomatischen Best-Fit-Routine bedient, ist aber auch diese Fehlerquelle auszuschließen.

Eine weitere Schwachstelle stellt die Notwendigkeit dar, dass der Operator im Feature-Modus die Points-of-Interest frei definieren muss. Rossini et al. zeigten jedoch, dass die manuelle Auswahl von Referenzpunkten am virtuellen Modell als verlässlich angesehen werden kann [76]. Das konnte auch in dieser Studie bestätigt werden.

5.8 Ausblick und Schlussfolgerungen

5.8.1 Ausblick

Die Kephalometrie bildet einen wichtigen Baustein im kieferorthopädischen Befundungskonzept. Da sich die Strahlendosis moderner dreidimensionaler Aufnahmeverfahren seit ihrer Erfindung erheblich reduziert hat und einen stetigen technischen Fortschritt unterläuft, ist davon auszugehen, dass dreidimensionale Aufnahmen in Zukunft verstärkt Bedeutung haben werden. Die dreidimensionale Überlagerung kann, abgesehen von der Strahlenbelastung, als Weiterentwicklung der zweidimensionalen kephalometrischen Überlagerung angesehen werden, weil sie die Veränderungen in allen Dimensionen darstellen kann. Da die Zeit, welche für eine dreidimensionale Überlagerung notwendig ist, maßgeblich von der Leistung des genutzten Computers abhängig ist, wird sich bei steigender Rechnerleistung auch das Analyseverfahren beschleunigen. Auch gilt es für die Zukunft, möglichst einheitliche Referenzpunkte für die 3D-Kephalometrie aufzubauen, die einen späteren Vergleich von verschiedenen Untersuchungsergebnissen erlauben würden und so noch nicht existieren [76].

5.8.2 Schlussfolgerungen

- Mit der vorgestellten Methode kann der Anwender virtuelle Modelle an beliebig vielen Referenzpunkten registrieren und in dem entstandenen Überlagerungsmodell erstmals lineare und flächenhafte Messungen in allen drei Dimensionen analysieren. Dies erfolgt zeitsparend und nutzt den vorhandenen Datensatz optimal diagnostisch aus.
- Die Wahl der Referenzstruktur hat einen Einfluss auf die Größe des FOV und somit auf die Strahlenexposition des Patienten. Nicht in allen Fällen ist es sinnvoll, das betrachtete Volumen zu verkleinern.
- CT-Vergleiche erscheinen nur dann sinnvoll, wenn die Schädelmodelle an stabilen Referenzstrukturen zueinander registriert werden.
- Bei Patienten, bei denen Veränderungen (Wachstum oder Therapie) im Mittelgesicht erwartet werden, ist eine Registrierung an den Jochbögen nicht angezeigt.
- Bei wachsenden Patienten sollte an der anterioren Schädelbasis registriert werden.
- Bei ausgewachsenen Patienten sollte der Registrierungsbereich sowohl die anteriore Schädelbasis als auch den Bereich um das Foramen magnum umfassen.

6 Anhang

Abbildungen 87 a-l zu Patientenbeispiel 2:

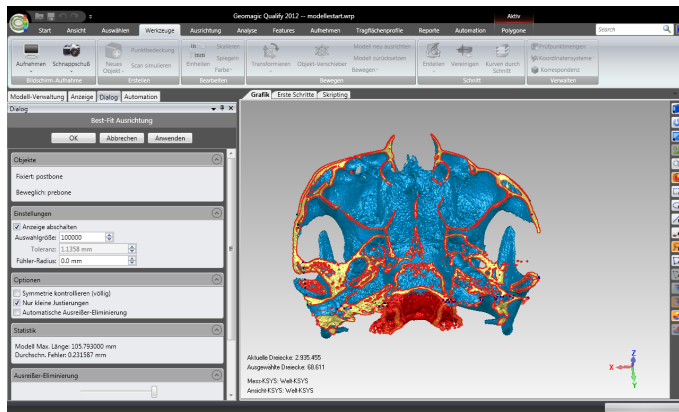


Abb. 87 a: Die Registrierung erfolgte am anterioren Anteil des Foramen magnum mit einer Genauigkeit von 0,23 mm.

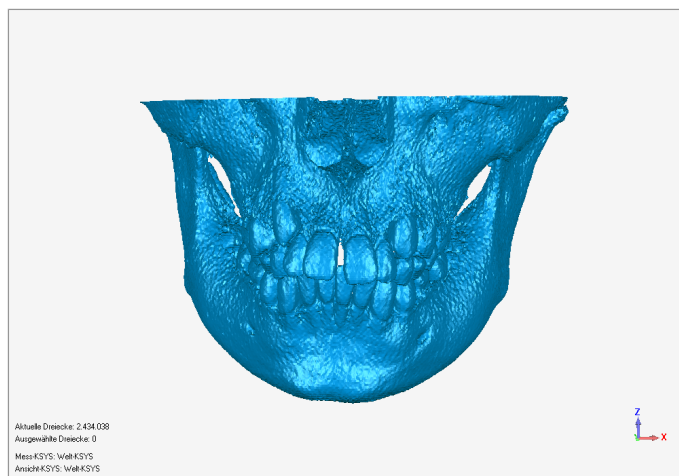


Abb. 87 b: Frontalansicht des prä-Modells.

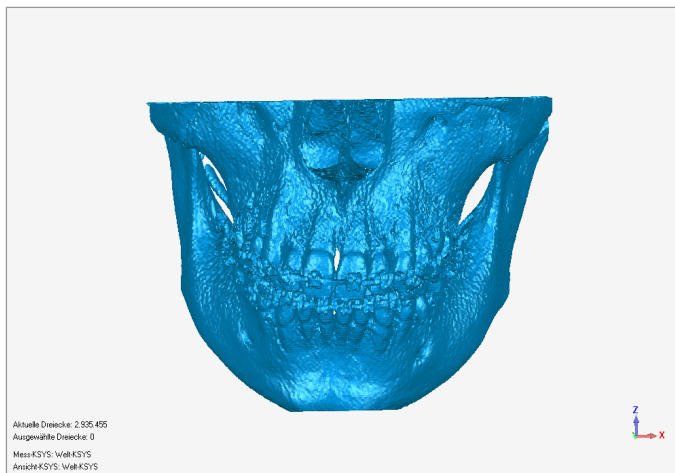


Abb. 87 c: Frontalansicht des post-Modells.

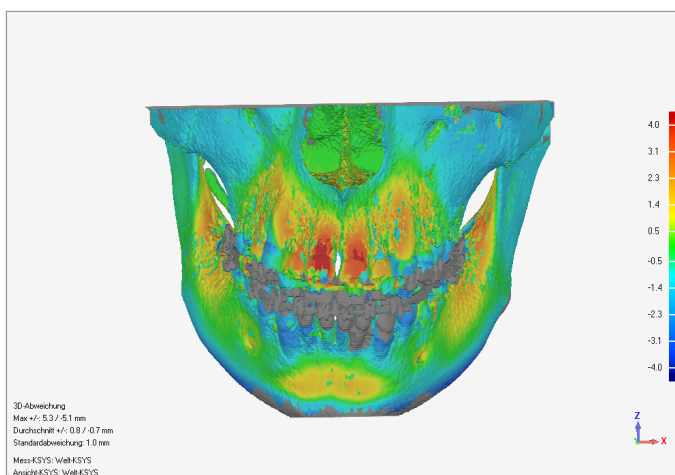


Abb. 87 d: Frontalansicht des Überlagerungs-Modells.

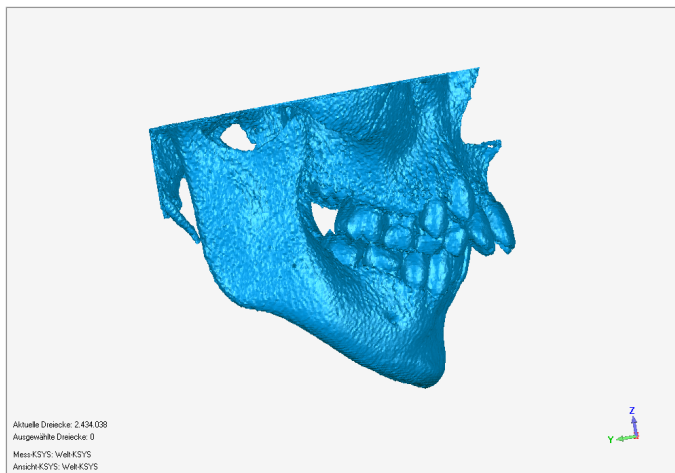


Abb. 87 e: Rechtslateralansicht des prä-Modells.

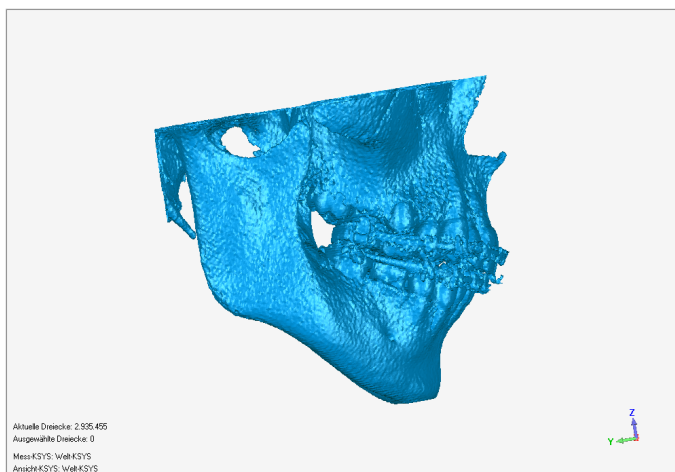


Abb. 87 f: Rechtslateralansicht des post-Modells.

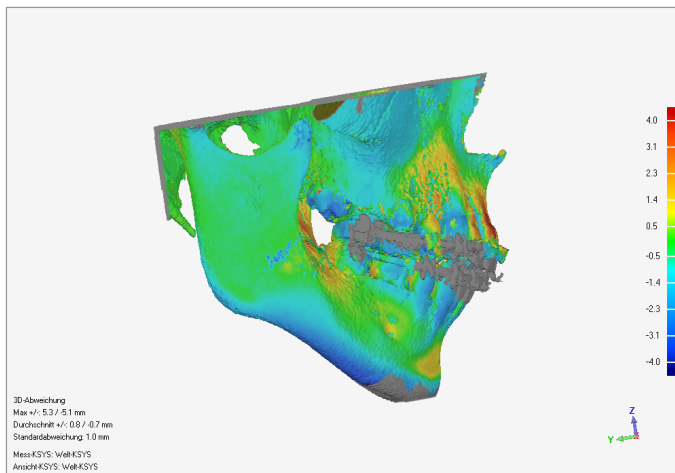


Abb. 87 g: Rechtslateralansicht des Überlagerungs-Modells.

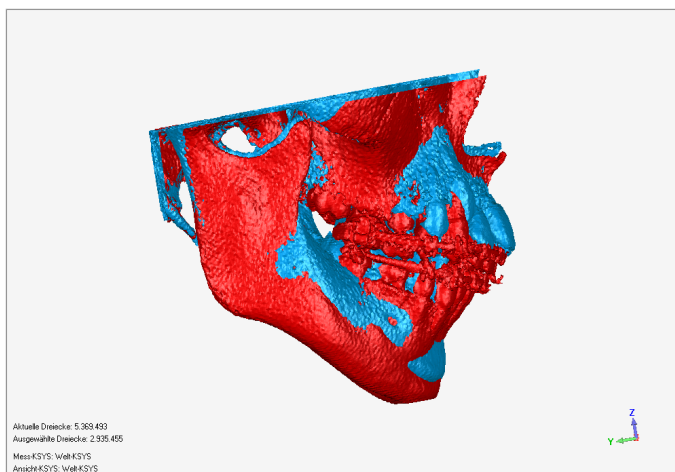


Abb. 87 h: Rechtslateralansicht des Überlagerungs-Modells. Blau: Vorher. Rot: Nachher.

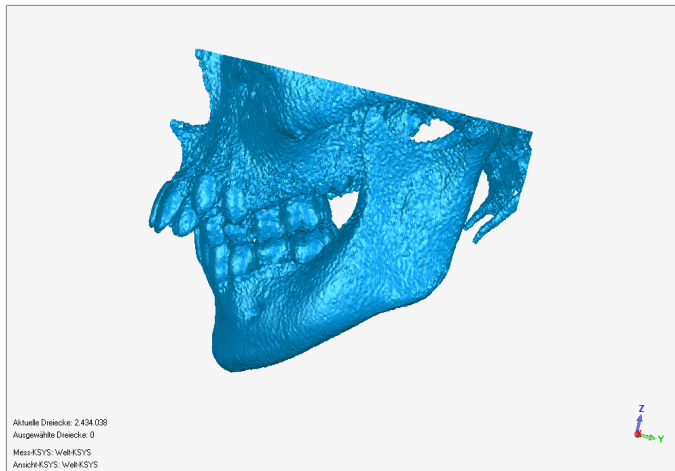


Abb. 87 i: Linkslateralansicht des prä-Modells.

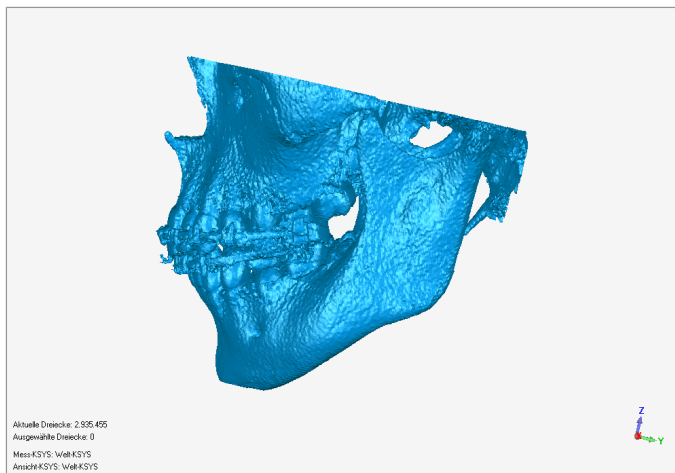


Abb. 87 j: Linkslateralansicht des post-Modells.

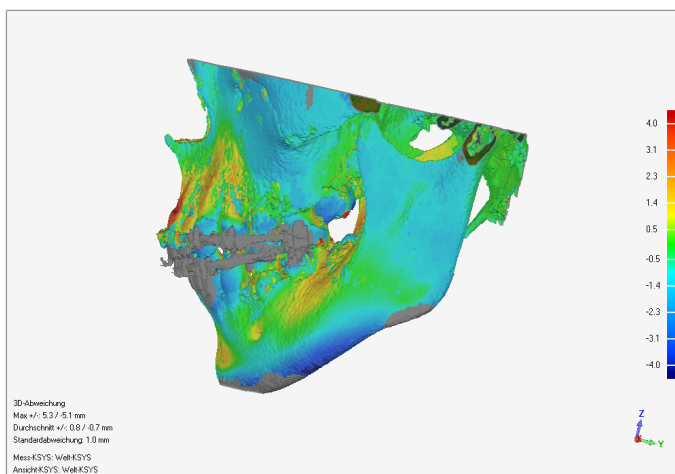


Abb. 87 k: Linkslateralansicht des Überlagerungs-Modells.

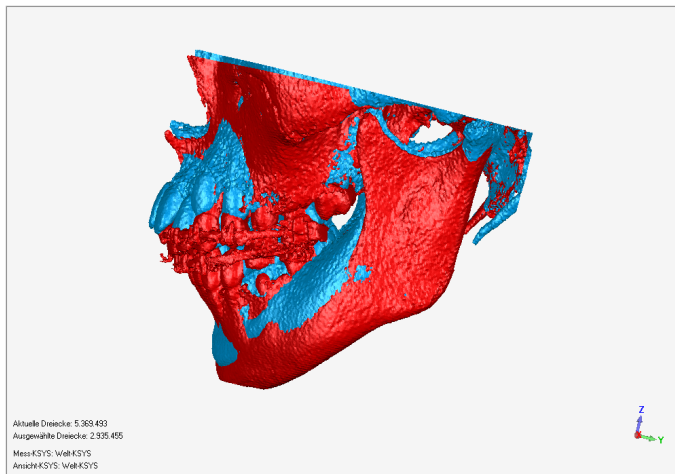


Abb. 87 I: Linkslateralansicht des Überlagerungs-Modells. Blau: Vorher. Rot: Nachher.

Abbildungen 88 a-k zu Patientenbeispiel 3:

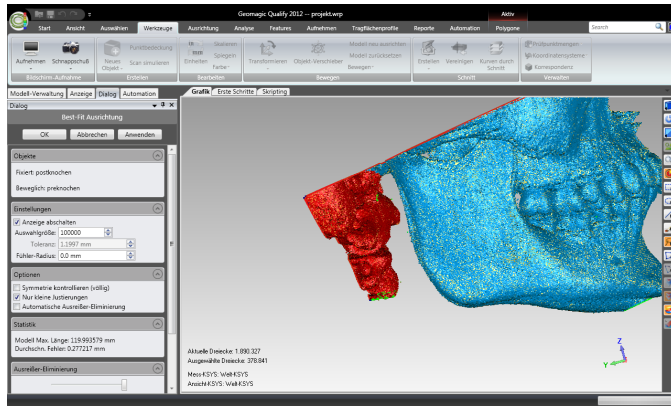


Abb. 88 a: Die Registrierung erfolgte am anterioren Anteil des Foramen magnum mit einer Genauigkeit von 0,28 mm.

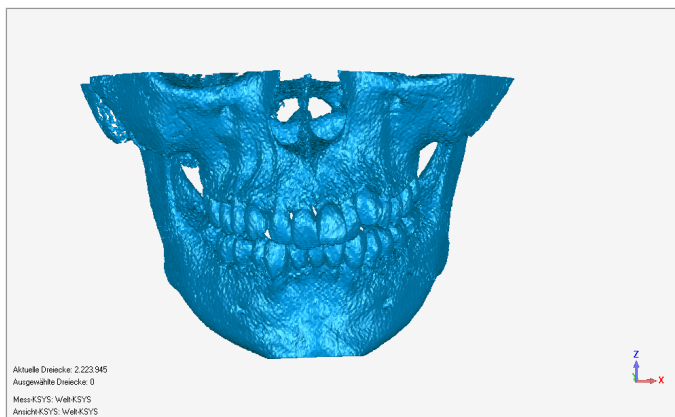


Abb. 88 b: Frontalansicht des prä-Modells.

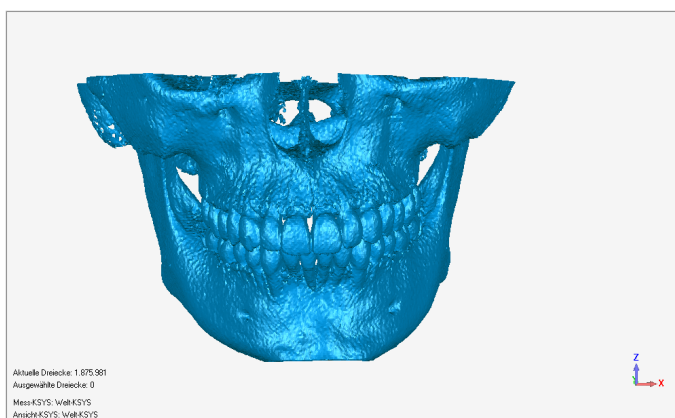


Abb. 88 c: Frontalansicht des post-Modells.

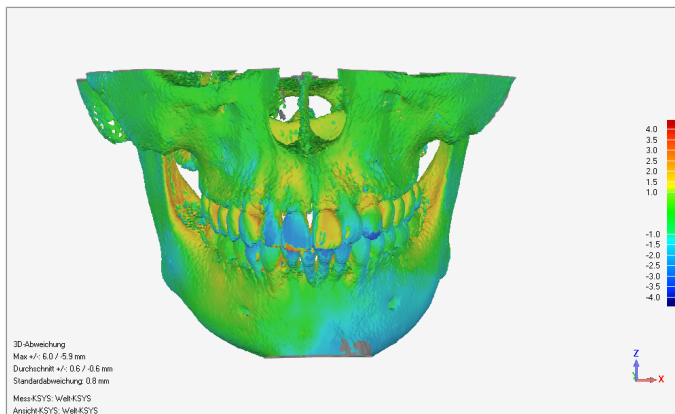


Abb. 88 d: Frontalansicht des Überlagerungs-Modells.

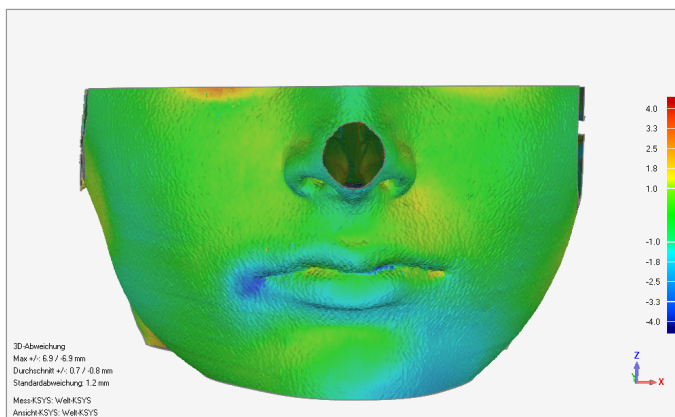


Abb.88 e: Frontalansicht des Überlagerungs-Modells mit niedrigem Threshold. Analog zu der Veränderung im Knochenmodell ist auch das Weichteilniveau im linken Bereich des Kinns verändert. Die expansiven Veränderungen am Mundwinkel sind vermutlich auf eine veränderte Mimik zurückzuführen.

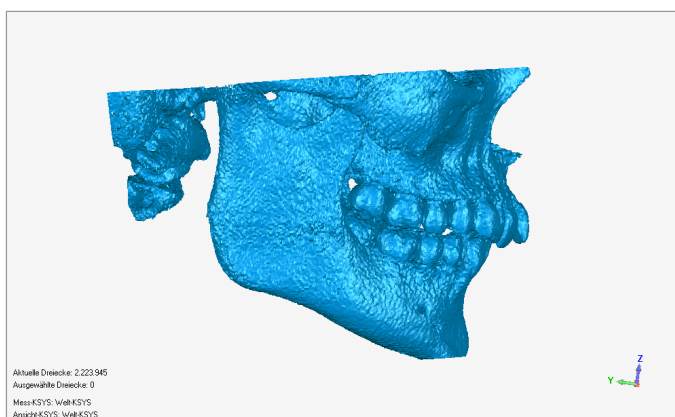


Abb. 88 f: Rechtslateralansicht des prä-Modells.

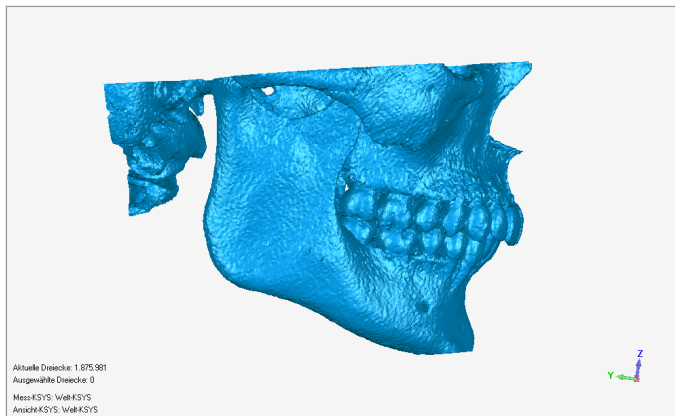


Abb. 88 g: Rechtslateralansicht des post-Modells.

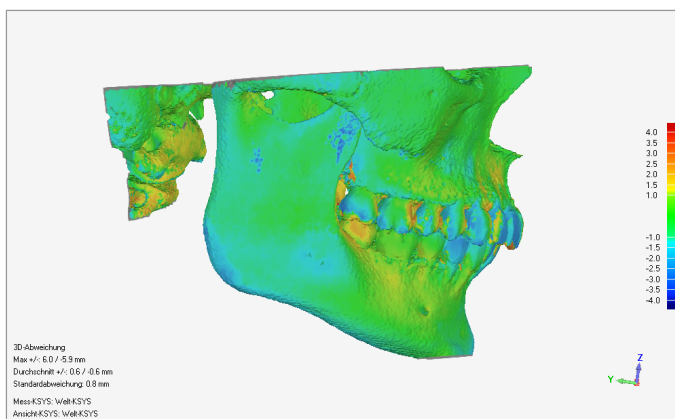


Abb. 88 h: Rechtslateralansicht des Überlagerungs-Modells.

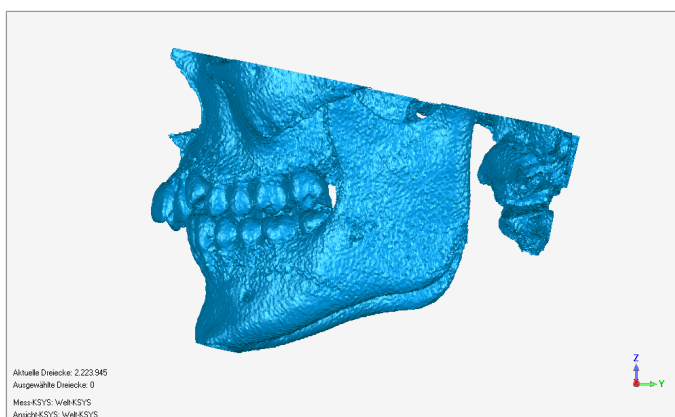


Abb. 88 i: Linkslateralansicht des prä-Modells.

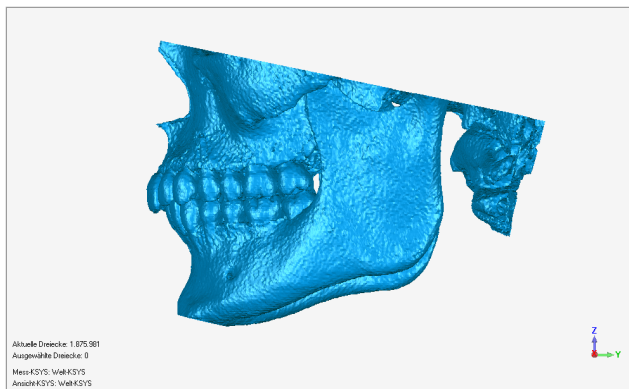


Abb. 88 j: Linkslateralansicht des post-Modells.

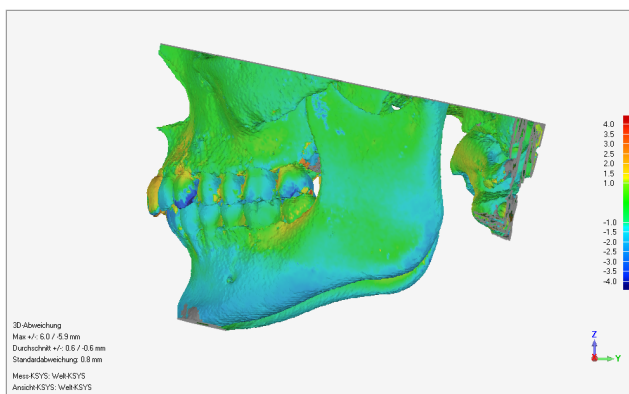


Abb. 88 k: Linkslateralansicht des Überlagerungs-Modells.

Abbildungen 89 a-p, Beispielpatient aus der Kohortengruppe:

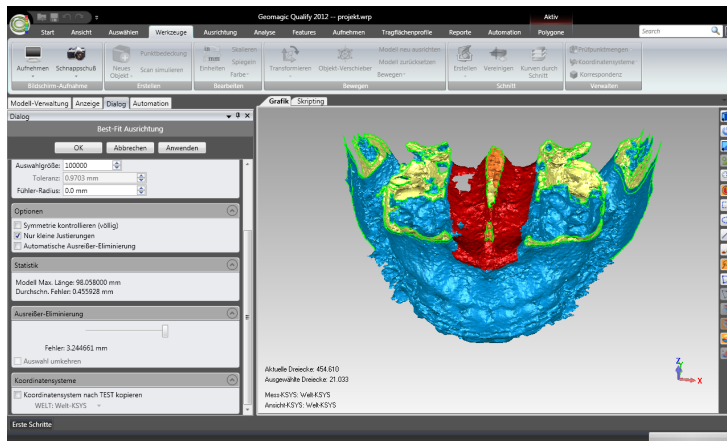


Abb. 89 a: Die Registrierung erfolgte am harten Gaumen (in diesem Beispiel mit einer Genauigkeit von 0,46 mm).

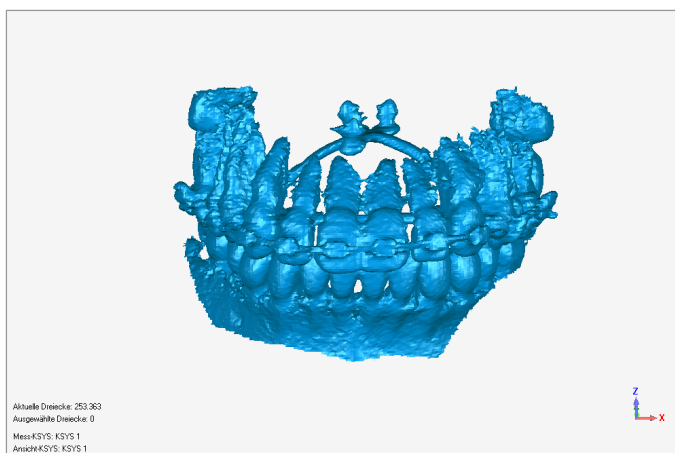


Abb. 89 b: Frontalansicht des prä-Modells.

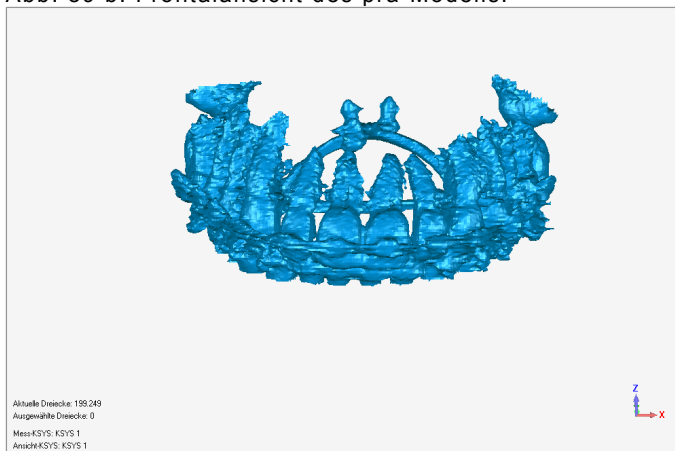


Abb. 89 c: Frontalansicht des post-Modells.

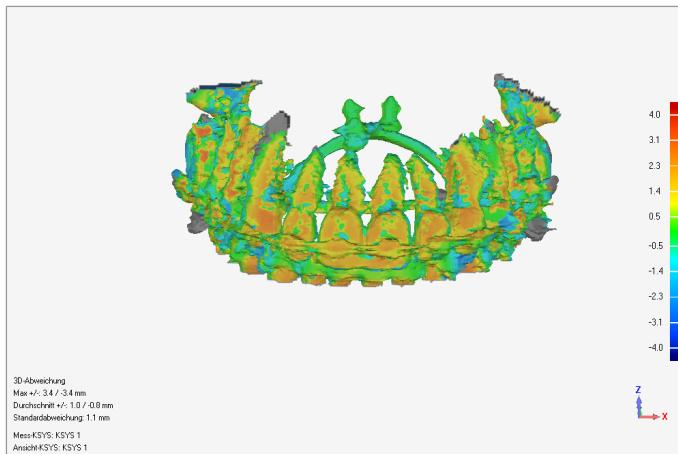


Abb. 89 d: Frontalansicht des Überlagerungs-Modells.

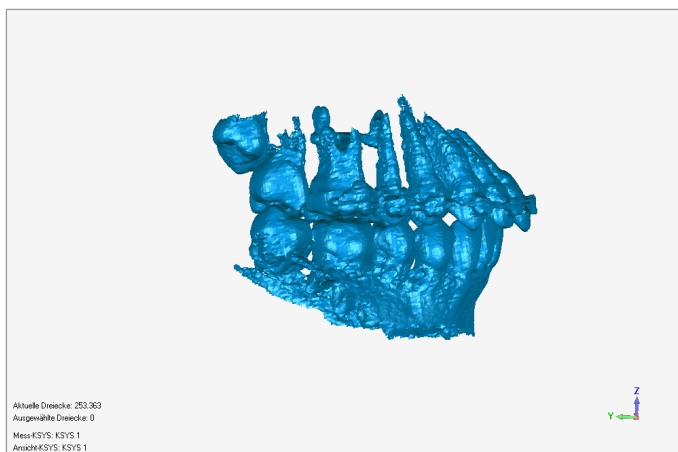


Abb. 89 e: Rechtslateralansicht des prä-Modells.

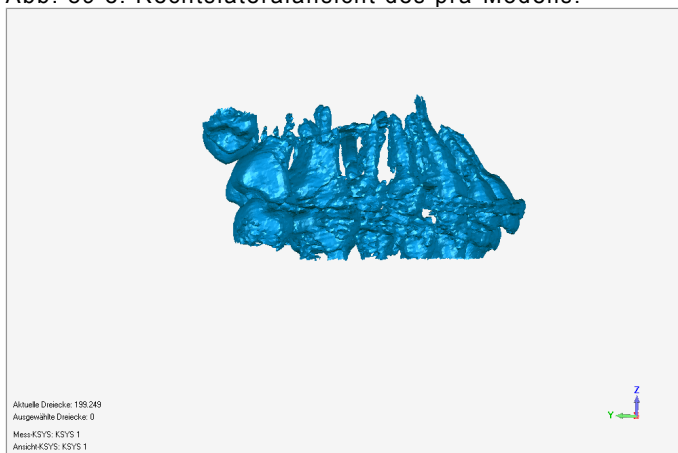


Abb. 89 f: Rechtslateralansicht des post-Modells.

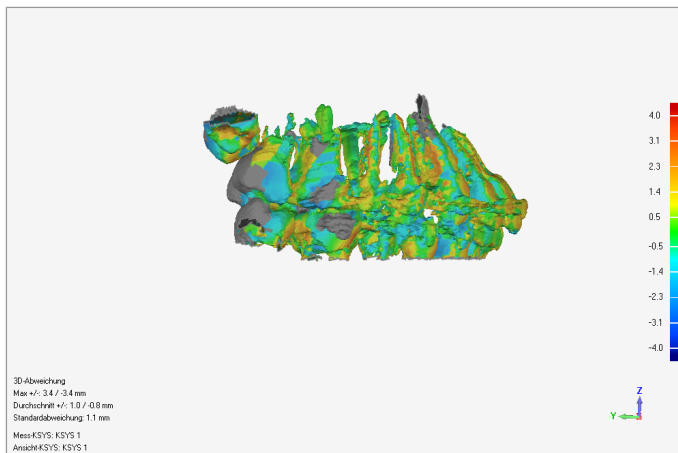


Abb. 89 g: Rechtslateralansicht des Überlagerungs-Modells.

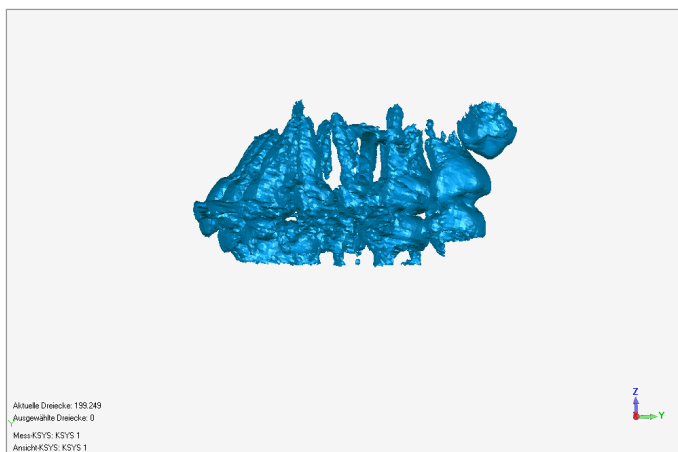


Abb. 89 h: Linkslateralansicht des prä-Modells.

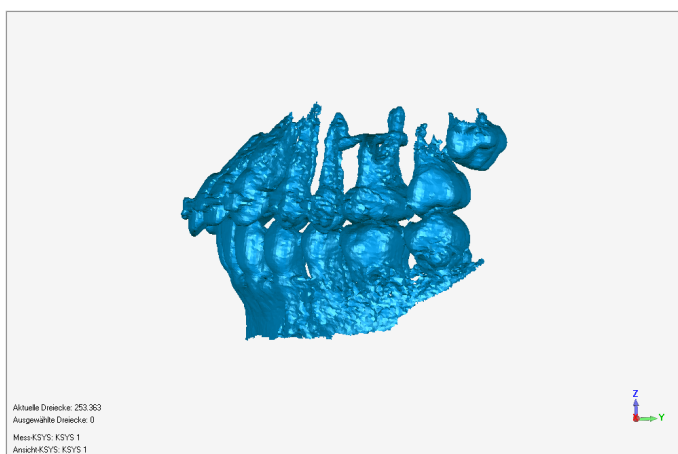


Abb. 89 i: Linkslateralansicht des post-Modells.

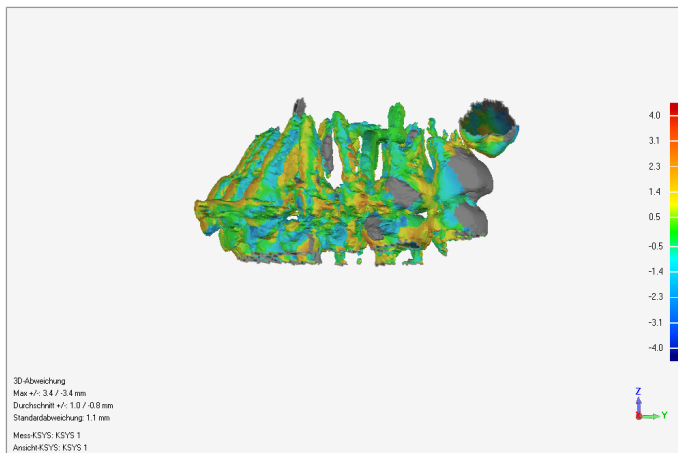


Abb. 89 j: Linkslateralansicht des Überlagerungs-Modells.

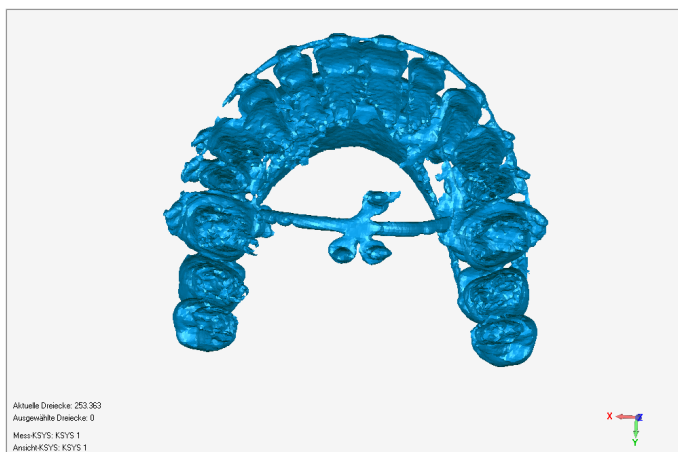


Abb. 89 k: Aufsicht auf das prä-Modell.

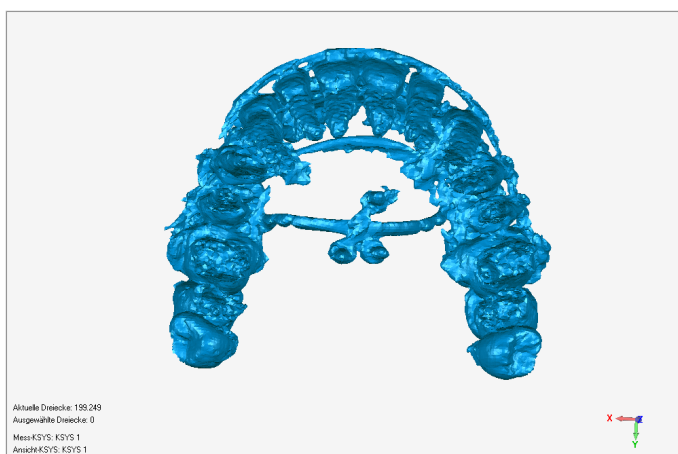


Abb. 89 l: Aufsicht auf das post-Modell.

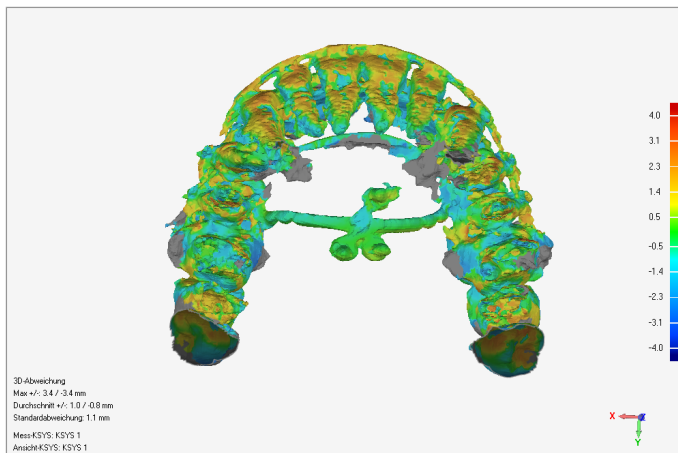


Abb. 89 m: Aufsicht auf das Überlagerungs-Modell.

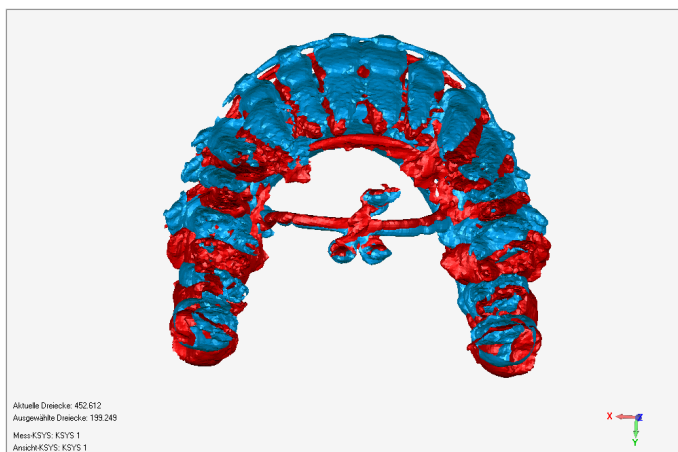


Abb. 89 n: Aufsicht auf das Überlagerungs-Modell. Blau: Vorher. Rot: Nachher.

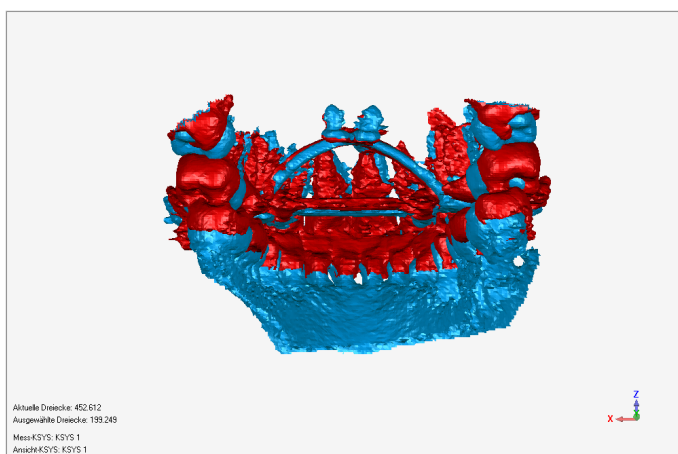


Abb. 89 o: Dorsalansicht des Überlagerungs-Modells. Blau: Vorher. Rot: Nachher.

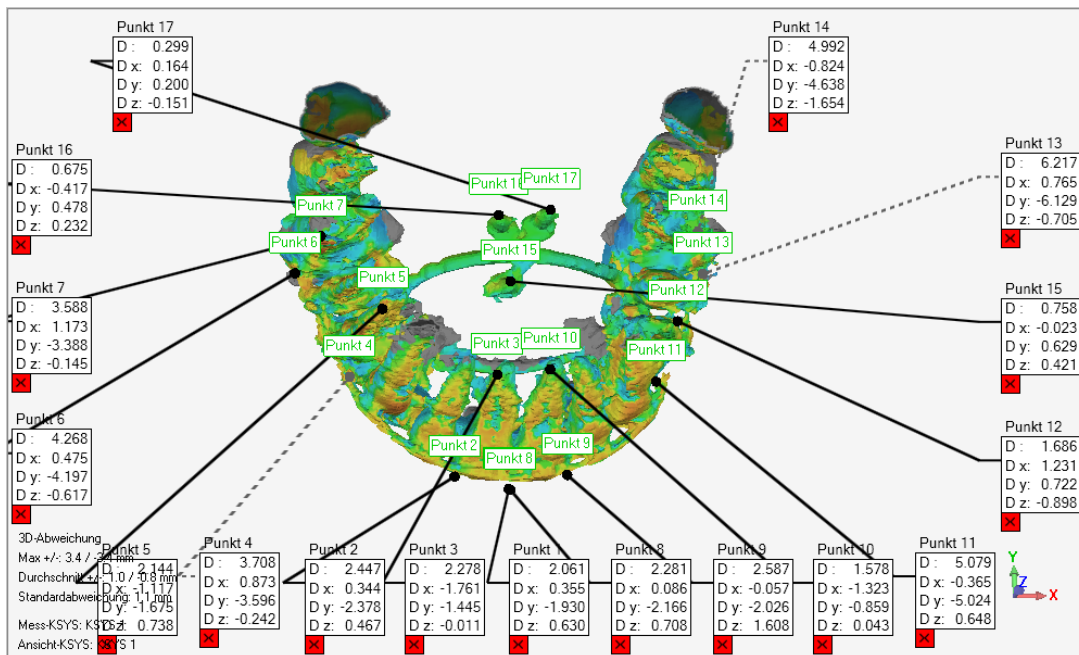


Abb. 89 p: Feature-Analyse-Ansicht. Die Points-of-Interest wurden in allen drei Dimensionen analysiert - Ergebnisse konnten direkt exportiert und weiterverarbeitet werden.

7 Literaturverzeichnis

1. AlHadidi A, Cevidanes LH, Mol A, Ludlow J, Styner M (2011) Comparison of two methods for quantitative assessment of mandibular asymmetry using cone beam computed tomography image volumes. *Dento maxillo facial radiology* 40:351-357
2. Almeida RC, Cevidanes LH, Carvalho FA, Motta AT, Almeida MA, Styner M, Turvey T, Proffit WR, Phillips C (2011) Soft tissue response to mandibular advancement using 3D CBCT scanning. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 40:353-359
3. Andresen PR, Bookstein FL, Conradsen K, Ersboll BK, Marsh JL, Kreiborg S (2000) Surface-bounded growth modeling applied to human mandibles. *IEEE transactions on medical imaging* 19:1053-1063
4. Arat ZM, Turkkahraman H, English JD, Gallerano RL, Boley JC (2010) Longitudinal growth changes of the cranial base from puberty to adulthood. A comparison of different superimposition methods. *The Angle orthodontist* 80:537-544
5. Archie KA, Marcus DS (2012) DicomBrowser: Software for Viewing and Modifying DICOM Metadata. *Journal of digital imaging* 25:635-45
6. Badawi-Fayad J, Cabanis EA (2007) Three-dimensional Procrustes analysis of modern human craniofacial form. *Anat Rec (Hoboken)* 290:268-276
7. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M (2012) Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dento maxillo facial radiology* 41:248-253
8. Beugre-Kouassi AM, Beugre JB, Sonan NK, Faure J, Roux H, Djaha K (2005) Cephalometric study of cranio-facial growth of 902 Black African children and adolescents aged 8 to 20. *Odonto-stomatologie tropicale* 28:19-26
9. Bischoff S (2005) Automatic restoration of polygon models. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 24:1332 - 1352

10. Bjork A (1963) Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method. *Journal of dental research* 42(1)Pt 2:400-411
11. Bjork A, Skieller V (1974) Growth in width of the maxilla studied by the implant method. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* 8:26-33
12. Bookstein FL (1991) *Morphometric Tools for Landmark Data: Geometry and Biology*. Cambridge University Press, Cambridge
13. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG (2009) Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *The Angle orthodontist* 79:150-157
14. Cevitanes LH, Styner MA, Proffit WR (2006) Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129:611-618
15. Cevitanes LH, Styner M, Proffit WR (2009) Three-dimensional superimposition of the skull base for the longitudinal evaluation of the effects of growth and of treatment. *L' Orthodontie francaise* 80:347-357
16. Cevitanes LH, Motta A, Proffit WR, Ackerman JL, Styner M (2010) Cranial base superimposition for 3-dimensional evaluation of soft-tissue changes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137:120-129
17. Cevitanes LH, Alhadidi A, Paniagua B, Styner M, Ludlow J, Mol A, Turvey T, Proffit WR, Rossouw PE (2011) Three-dimensional quantification of mandibular asymmetry through cone-beam computerized tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 111:757-770
18. Chapuis J, Schramm A, Pappas I, Hallermann W, Schwenzer-Zimmerer K, Langlotz F, Caversaccio M (2007) A new system for computer-aided preoperative planning and intraoperative navigation during corrective jaw surgery. *IEEE transactions on information technology in biomedicine* 11:274-287
19. Danzker M, Kessaris ND, Laughlin JS (1959) Absorbed dose and linear energy transfer in radiation experiments. *Radiology* 72:51-61

20. De Clerck H, Cevidanes L, Baccetti T (2010) Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: a controlled study of consecutively treated Class III patients. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 138:577-581
21. Eggers G, Kress B, Muhling J (2008) Automated registration of intraoperative CT image data for navigated skull base surgery. *Minimally invasive neurosurgery* 51:15-20
22. Eggers GD S, Korb W, Welzel T, Marmulla R, Hassfeld S. Genauigkeit der CT-basierten Modellerstellung des menschlichen Schädels. *Bildverarbeitung für die Medizin* 2004: 410-413
23. Frankel R (1980) The applicability of the occipital reference base in cephalometrics. *American journal of orthodontics* 77:379-395
24. Frund R, Techert J, Strotzer M, Borner W, Tsakpinis A, Feuerbach S (2001) The PACS concept of the University of Regensburg. *Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 173:362-367
25. Geomagic GmbH, Stuttgart, Deutschland,
<http://www.geomagic.com/de/products/qualify/download-trial/>
26. Goo HW (2012) CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. *Korean journal of radiology* 13:1-11
27. Halazonetis DJ (2012) Cone-beam computed tomography is not the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 141:403, 405, 407
28. Hansen K, Pancherz H (1992) Long-term effects of Herbst treatment in relation to normal growth development: a cephalometric study. *European journal of orthodontics* 14:285-295
29. Hashim HA, Godfrey K (1990) The reproducibility of Johnston's cephalometric superimposition method. *Australian orthodontic journal* 11:227-231
30. Hatcher DC, Aboudara CL (2004) Diagnosis goes digital. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 125:512-515

31. Henriquez FC, Castrillon SV (2011) A quality index for equivalent uniform dose. *Journal of medical physics / Association of Medical Physicists of India* 36:126-132
32. Heymann GC, Cevdanes L, Cornelis M, De Clerck HJ, Tulloch JF (2010) Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137:274-284
33. Hiasa K, Abe Y, Okazaki Y, Nogami K, Mizumachi W, Akagawa Y (2011) Preoperative computed tomography-derived bone densities in hounsfield units at implant sites acquired primary stability. *ISRN dentistry* 2011:678729
34. Hill DL, Hawkes DJ, Crossman JE, Gleeson MJ, Cox TC, Bracey EE, Strong AJ, Graves P (1991) Registration of MR and CT images for skull base surgery using point-like anatomical features. *The British journal of radiology* 64:1030-1035
35. Houston WJ, Lee RT (1985) Accuracy of different methods of radiographic superimposition on cranial base structures. *European journal of orthodontics* 7:127-135
36. Information Renato Archer Centre MoSaT, Campinas, Brasilien, <http://svn.softwarepublico.gov.br/trac/invesalius>
37. Jurens KK (1999) Standards for the rapid prototyping industry. *Rapid Prototyping Journal* 5:169-178
38. Kato A, Ohno N (2009) Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. *Clinical oral investigations* 13:43-46
39. Khambay B, Nebel JC, Bowman J, Walker F, Hadley DM, Ayoub A (2002) 3D stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT scan images: the future of orthognathic surgery. A pilot study. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery* 17:331-341
40. Kim G, Jung HJ, Lee HJ, Lee JS, Koo S, Chang SH (2012) Accuracy and Reliability of Length Measurements on Three-Dimensional Computed Tomography Using Open-Source OsiriX Software. *Journal of digital imaging* 25:486-91

41. Kim PK, Zhu X, Houseknecht E, Nickolaus D, Mahboubi S, Nance ML (2005) Effective radiation dose from radiologic studies in pediatric trauma patients. *World journal of surgery* 29:1557-1562
42. Kinzinger G, Fuhrmann R, Gross U, Diedrich P (2000) Modified pendulum appliance including distal screw and uprighting activation for non-compliance therapy of Class-II malocclusion in children and adolescents. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie* 61:175-190
43. Lagravere MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW (2008) Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dento maxillo facial radiology* 37:305-308
44. Larson BE (2012) Cone-beam computed tomography is the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 141:402, 404, 406
45. Lee JH, Kim MJ, Kim SM, Kwon OH, Kim YK (2011) The 3D CT superimposition method using image fusion based on the maximum mutual information algorithm for the assessment of oral and maxillofacial surgery treatment results. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* Epub ahead of print
46. Lee RT (1980) The superimposition of lateral skull radiographs by subtraction: a new method. *British journal of orthodontics* 7:121-124
47. Lehmann J, Perks J, Semon S, Harse R, Purdy JA (2007) Commissioning experience with cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics* 8:2354
48. Leonardi R, Sicurezza E, Cutrera A, Barbato E (2011) Early post-treatment changes of circumaxillary sutures in young patients treated with rapid maxillary expansion. *The Angle orthodontist* 81:36-41
49. Li GH, Feng XH, Wu GF, Wei JH, Li XD (2010) Three-dimensional analysis of facial structure for unilateral cleft lip patients repaired by Millard's method. *Chinese journal of plastic surgery* 26:99-102

50. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R (2009) Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European journal of radiology* 71:461-468
51. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dento maxillo facial radiology* 35:219-226
52. Ludlow JB, Ivanovic M (2008) Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 106:106-114
53. Ludlow JB, Gubler M, Cevitanes L, Mol A (2009) Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 136:310-313
54. Malthan D, Ehrlich G, Stallkamp J, Dammann F, Schwaderer E, Maassen MM (2003) Automated registration of partially defective surfaces by local landmark identification. *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery* 8:300-309
55. Melsen B (1975) Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. *American journal of orthodontics* 68:42-54
56. Murata T, Horiuchi T, Rahmah NN, Sakai K, Hongo K (2011) Three-dimensional magnetic resonance imaging based on time-of-flight magnetic resonance angiography for superficial cerebral arteriovenous malformation - technical note. *Neurologia medico-chirurgica* 51:163-167
57. Nada RM, Maal TJ, Breuning KH, Berge SJ, Mostafa YA, Kuijpers-Jagtman AM (2011) Accuracy and reproducibility of voxel based superimposition of cone beam computed tomography models on the anterior cranial base and the zygomatic arches. *PLoS One* 6:16520
58. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA (2003) Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Australian orthodontic journal* 19:67-75

59. Nielsen IL (2011) Analysis of general facial growth, maxillary and mandibular growth and treatment changes ("Structural analysis"). *International orthodontics / College europeen d'orthodontie* 9:388-409
60. Novelline R (1997) *Squire's Fundamentals of Radiology*. Harvard University Press 5th edition, Harvard
61. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K, Araki K (2009) Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dento maxillo facial radiology* 38:79-85
62. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir I, Ors F (2011) Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *The Angle orthodontist* 81:375-382
63. Palomo JM, Rao PS, Hans MG (2008) Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 105:773-782
64. Pancherz H, Hansen K (1984) The nasion-sella reference line in cephalometry: a methodologic study. *American journal of orthodontics* 86:427-434
65. Passadore DJ, Isoardi RA, Ariza PP, Padin C (2001) Use of a low-cost, PC-based image review workstation at a radiology department. *Journal of digital imaging* 14:222-223
66. Petrik V, Apok V, Britton JA, Bell BA, Papadopoulos MC (2006) Godfrey Hounsfield and the dawn of computed tomography. *Neurosurgery* 58:780-787
67. Pfluger T, Vollmar C, Wismuller A, Dresel S, Berger F, Suntheim P, Leinsinger G, Hahn K (2000) Quantitative comparison of automatic and interactive methods for MRI-SPECT image registration of the brain based on 3-dimensional calculation of error. *Journal of nuclear medicine* 41:1823-1829
68. Pixmeo, Bernex, Schweiz, <http://www.osirix-viewer.com/>
69. Prell D, Kalender WA, Kyriakou Y (2010) Development, implementation and evaluation of a dedicated metal artefact reduction method for interventional flat-detector CT. *The British journal of radiology* 83:1052-1062

70. Qin J, Liu LY, Meng XC, Zhang JS, Dong YX, Fang Y, Shan H (2011) Prospective versus retrospective ECG gating for 320-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Clinical imaging* 35:193-197
71. Qin W, Quan Z, Liu Y, Ou Y (2010) Design and experimental study of individual drill templates for atlantoaxial pedicle screw fixation. *Chinese journal of reparative and reconstructive surgery* 24:1168-1173
72. Rahmah NN, Murata T, Yako T, Horiuchi T, Hongo K (2011) Correlation between squamous suture and sylvian fissure: OSIRIX DICOM viewer study. *PloS one* 6:18199
73. Richtsmeier JT, Cole TM, 3rd, Krovitz G, Valeri CJ, Lele S (1998) Preoperative morphology and development in sagittal synostosis. *Journal of craniofacial genetics and developmental biology* 18:64-78
74. Rodriguez JM, Austin RS, Bartlett DW (2011) In vivo Measurements of Tooth Wear over 12 Months. *Caries research* 46:9-15
75. Rodt T, Bartling SO, Zajaczek JE, Vafa MA, Kapapa T, Majdani O, Krauss JK, Zumkeller M, Matthies H, Becker H, Kaminsky J (2006) Evaluation of surface and volume rendering in 3D-CT of facial fractures. *Dento maxillo facial radiology* 35:227-231
76. Rossini G, Cavallini C, Cassetta M, Barbato E (2011) 3D cephalometric analysis obtained from computed tomography. Review of the literature. *Annali di stomatologia* 2:31-39
77. Ruder TD, Thali Y, Schindera ST, Torre SA, Zech WD, Thali MJ, Ross S, Hatch GM (2012) How reliable are Hounsfield-unit measurements in forensic radiology? *Forensic science international* 220:219-223
78. Sarnat BG (1986) Growth pattern of the mandible: some reflections. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 90:221-233
79. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM (2006) Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 21:290-297

80. Smith RN, Townsend G, Chen K, Brook A (2009) Syntetic superimposition of dental 3D data: application in twin studies. *Frontiers of oral biology* 13:142-147
81. Sogo M, Ikebe K, Yang TC, Wada M, Maeda Y (2011) Assessment of Bone Density in the Posterior Maxilla Based on Hounsfield Units to Enhance the Initial Stability of Implants. *Clinical implant dentistry and related research* 14:183-7
82. Swennen GR, Mollemans W, De Clercq C, Abeloos J, Lamoral P, Lippens F, Neyt N, Casselman J, Schutyser F (2009) A cone-beam computed tomography triple scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. *The Journal of craniofacial surgery* 20:297-307
83. Tai K, Park JH, Mishima K, Hotokezaka H (2010) Using superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography images with surface-based registration in growing patients. *The Journal of clinical pediatric dentistry* 34:361-367
84. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V (2011) Quality initiatives: CT radiation dose reduction: how to implement change without sacrificing diagnostic quality. *Radiographics* 31:1823-1832
85. Tohnak S, Mehnert AJ, Mahoney M, Crozier S (2011) Dental CT metal artefact reduction based on sequential substitution. *Dento maxillo facial radiology* 40:184-190
86. Turner RC (2003) An overview of sterolithography (STL). *The Journal of biocommunication* 29:3-4
87. Viora E, Visca L, Di Lorenzo GL (1989) Possibility of cephalometric superimposition on a single point after Steiner, Ricketts and Cervera. *Minerva ortognatodontica* 7:139-153
88. Wang P, Zhao WD, Jiao PF, Bi ZY, Xu HY, Liu Y (2010) Construction of the digital models of masseter and temporal muscles with three-dimensional laser scanning. *Journal of Southern Medical University* 30:2145-2147

8 Dank

Ich möchte mich ganz herzlich bei Herrn Professor Dr. Lisson bedanken, der mir diese Promotionsarbeit ermöglicht hat. Ein ganz besonderer Dank gilt meinem Mentor Herrn Dr. Ludwig für die Auswahl des außerordentlich interessanten Themas. Auch danke ich ihm ganz herzlich, dass er mir sehr viel Geduld entgegenbrachte und mit seinen wertvollen Ratschlägen für das Gelingen meiner Arbeit sorgte. Ich danke Frau Dr. Zorkun und Herrn Professor Kim für die freundliche Bereitstellung ihrer Datensätze. Mein weiterer Dank gilt meiner Familie, die mich stets unterstützte.